

VŠB – Technická univerzita Ostrava

Fakulta elektrotechniky a informatiky

Katedra měřicí a řídicí techniky

**Metody nukleární medicíny z pohledu elektroniky a
přístrojové techniky (rešeršní práce)**

**Methods of nuclear medicine in terms of electronics and
instrumentation in medicine (Background Research Work)**

2010

Veronika Foldynová

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Veronika Foldynová

Datum odevzdání bakalářské práce:

Poděkování

Děkuji Mgr. Petru Tiefenbachovi za konzultace a připomínky k mé bakalářské práci. Děkuji RNDr. Vojtěchu Ullmannovi za konzultace, připomínky a získání dalších cenných zkušeností. A také děkuji rodičům Lence a Liborovi a bratrovi Martinovi, kteří mne ve studiu podporovali.

Abstrakt

Bakalářská práce pojednává o přístrojové technice a metodách nukleární medicíny. V úvodní části je seznámení s oborem nukleární medicíny a jejími základními pojmy. Následuje podrobnější popis přístrojů pro detekci záření, které popisují přístroje pro měření in vivo, in vitro a radionuklidová zobrazovací metoda scintigrafie. Dále je uvedeno technické zabezpečení systému jakosti v nukleární medicíně. Následují příklady použití radionuklidových metod a jejich vývoj do budoucnosti.

Klíčová slova

Scintigrafie, scintilační kamera, radionuklidy, radiofarmaka, kolimátor, fotonásobič, Comptonova kamera, multidetektorová kamera.

Abstrakt

Bachelor thesis addresses the instrumentation and methods of nuclear medicine. The first part is the introduction to the field of nuclear medicine and its fundamental concepts. It is followed by a detailed description of the apparatus for detecting radiation, which solves the device for measuring in vivo, in vitro and radionuclide scintigraphy imaging method. Also included is a system of quality technical support in nuclear medicine. The following are examples of the use of radionuclide methods and their development into the future.

Key words

Scintigraphy, scintillation camera, radionuclide, radiopharmaceutical, collimator, photomultiplier, Comptons camera, multidetector camera.

Seznam použitých symbolů a zkratek

ANT	přední boční projekce
ATN	akutní tabulární nekróza
CsI(Tl)	jodid cesia aktivovaný thaliem
CT	Computed Tomography - počítačová tomografie
EF	ejekční frakce
EKG	elektrokardiogram
FWHM	Full Width At Half Maximum – šířka profilu v obraze bodového nebo liniového zdroje v polovině jeho šířky
FWTM	šířka profilu v obraze bodového nebo liniového zdroje v desetíně jeho šířky
GF	glomerulární filtrace
GM	Geigerův-Müllerův počítač
LAO	přední šikmá projekce
L Lat	levá boční projekce
MBq	mega becquerel (jednotka radioaktivity)
NaI(Tl)	jodid sodný aktivovaný thaliem
PET	Positron Emission Tomography - pozitronová emisní tomografie
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography – jednofotonová emisní tomografie
UCOV	centrální zorné pole
UFM	radionuklidová uroflowmetrie
UFOV	užitečné zorné pole

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Nukleární medicína – fyzikální a lékařský obor	2
2.1	Nukleární medicína.....	2
2.2	Diagnostické metody	3
3	Metody a přístroje pro detekci záření	8
3.1	Radioaktivita.....	8
3.2	Detekce záření v nukleární medicíně.....	8
3.3	Princip scintilačního detektoru	9
3.4	Přístroje pro měření in vitro.....	10
3.5	Přístroje pro měření in vivo	11
4	Radionuklidová zobrazovací metoda – scintigrafie	12
4.1	Gamakamera - aparatura pro scintigrafické zobrazování	12
4.2	Planární scintigrafie	15
4.3	Tomografická scintigrafie.....	16
5	Technické zabezpečení systému jakosti v oboru nukleární medicíny	20
5.1	Zabezpečení systému jakosti	20
6	Praktické příklady použití radionuklidových metod	25
6.1	Radionuklidová ventrikulografie	25
6.2	Bolusová radiokardiografie	26
6.3	Dynamická scintigrafie ledvin.....	27
6.4	Dynamická studie transplantované ledviny	29
6.5	Radionuklidová uroflowmetrie.....	29
6.6	Statická scintigrafie ledvin	30
6.7	Dynamická studie perfuze mozku	31
6.8	Kvantitativní scintigrafie štítné žlázy	31
6.9	Dynamická scintigrafie jater.....	32
6.10	Statická scintigrafie plic.....	33
6.11	Dynamická scintigrafie plic	34
6.12	Statická scintigrafie skeletu	36
6.13	Dynamická scintigrafie skeletu.....	36
6.14	Radionuklidová splenoportografie	38
6.15	Radionuklidová scintimamografie	38
6.16	Radionuklidová cisternografie	39
6.17	Radionuklidová flebografie	39
6.18	Dynamická scintigrafie jícnu a žaludku.....	40
7	Vývoj scintilačních kamer do budoucna	43
8	Závěr.....	45
	Seznam použité literatury	46

Seznam příloh	48
----------------------------	-----------

1 Úvod

Pro napsání své bakalářské práce jsem si zvolila téma Metody nukleární medicíny z pohledu elektroniky a přístrojové techniky. Zvolila jsem si toto téma ze dvou důvodů. Jednak proto, že nukleární medicína je jedním z lékařských oborů, který používá k diagnostice a terapii chorob zavedení radiofarmak (radioaktivních látek) do těla nemocného a také proto, že mě toto téma velmi zaujalo.

V úvodu se začíná obecným popisem nukleární medicíny a vysvětlením pojmů, které s tímto lékařským oborem souvisí.

Zabývám se principem samotného scintilačního detektoru a rozdělením metod pro detekci záření na přístroje pro měření in vivo a přístroje pro měření in vitro.

Dále je uvedena radionuklidová zobrazovací metoda scintigrafie, která je nejdůležitější pro měření in vivo. V této části je popsán problém gamakamery a planární a tomografické scintigrafie.

V problematice technického zabezpečení systému jakosti jsou popsány cíle systému jakosti v nukleární medicíně, pravomoce k zajištění radiační ochrany a seznam měřících přístrojů s postupy kontroly jejich kvality.

V další části bakalářské práce jsou uvedeny některá praktická použití radionuklidových metod se stručnou charakteristikou, provedením, hodnocením a indikacemi k vyšetření (např. dynamická scintigrafie ledvin, statická scintigrafie ledvin, kvantitativní scintigrafie štítné žlázy apod.).

Na závěr následuje problém kamer Angerova typu a PET kamer (jsou dosud jediným používaným druhem scintilačních kamer) a jejich možné alternativy (multidetektorové kamery, Comptonovy kamery) z hlediska scintilační techniky používané v budoucnosti.

Bakalářská práce si klade za cíl zdokumentovat problematiku přístrojové techniky v nukleární medicíně, zjistit praktické použití radionuklidových metod a jejich vývoj do budoucnosti.

2 Nukleární medicína – fyzikální a lékařský obor

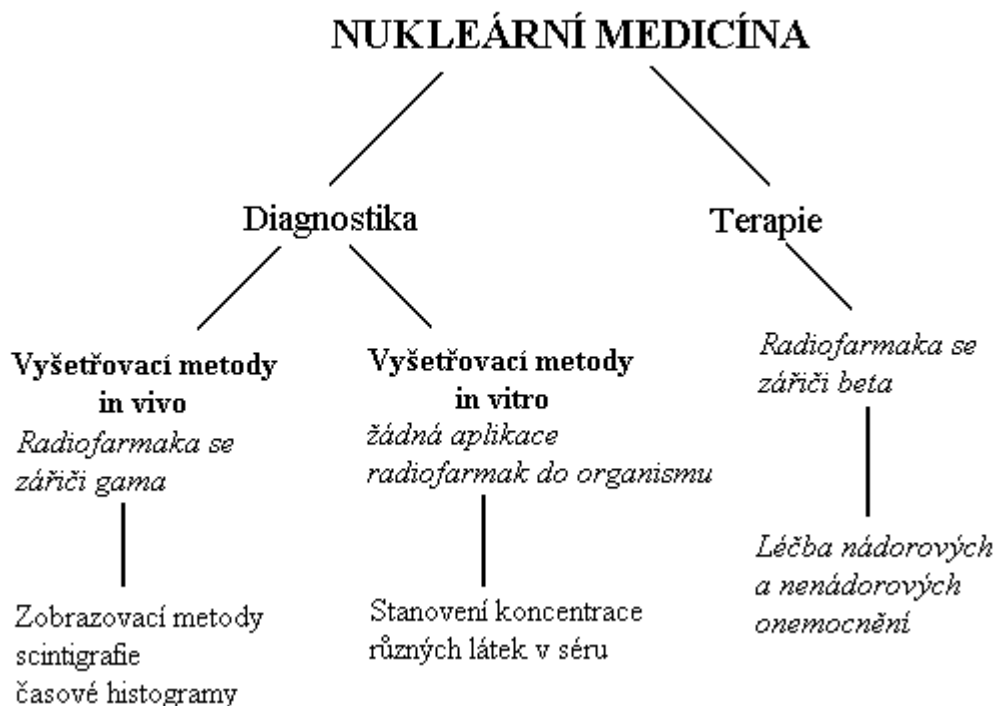
2.1 Nukleární medicína

Nukleární medicína je samostatným lékařským oborem skupiny radiologie (do radiologie patří rentgenová diagnostika, nukleární medicína a radioterapie), který se zabývá aplikacemi radiofarmak (látek, jejichž součástí jsou radionuklidy) pro diagnostické a terapeutické účinky. Nukleární medicína je jako klinický obor neoddělitelnou součástí léčebné preventivní péče.

K rozvoji nukleární medicíny nesmírně přispělo jak objevení mnoha umělých radionuklidů, tak i poznatky jaderné fyziky a detekční i jiné technické objevy, které umožnily, aby i lékařství podílelo na mírovém využívání jaderné energie. Prudký rozvoj oboru závisel také na vypracování postupu přípravy značených látek použitelných v humánní medicíně, dnes běžně nazývaných radiofarmaka.

Úkolem nukleární medicíny je využití otevřených radioaktivních zářičů zejména v diagnostice, ale také v terapii a v lékařském výzkumu. Důležitým rysem nukleární medicíny jako diagnostické metody je její neinvazivní charakter a vysoká citlivost.

Z fyzikálního hlediska je nukleární medicína obor, který využívá vlastnosti radioaktivity, jaderných reakcí, radionuklidů a ionizujícího záření. [1]



Obr. 2- 1 Schéma členění oboru nukleární medicína [1]

2.1.1 Historie nukleární medicíny

Ve světě

- r. 1934 první umělý radionuklid připravili Frédéric Joliot-Curie a jeho žena Iréne Joliot-Curieová
- r. 1934 první metabolické studie s radioaktivním fosforem u krys provedl G. Hevesy
- první radionuklidové vyšetření štítné žlázy s ^{128}I provedli S. Herz, A. Roberts, R. D. Evans
- druhá světová válka - zmrazení biologického a lékařského využití radionuklidů
- r. 1952 David Kuhl postavil první pohybový scintigraf pro sledování distribuce terapeutických dávek radiojódů ve štítné žláze
- r. 1957 Hal Anger poprvé předvádí na ženevské mírové konferenci pro mírové využití atomové energie scintilační kameru (scintilační kamery jsou nejdůležitějšími přístroji v nukleární medicíně)

U nás

- období po druhé světové válce počátky lékařského využití umělých radionuklidů v Československu
- r. 1951 porada o možnostech mírového využití atomové energie u nás
- r. 1955 konference o speciálním použití radionuklidů v biologii (v tomto roce je v Československu už několik pracovišť s radionuklidy)
- r. 1955 založení Ústavu jaderného výzkumu v Řeži u Prahy
- r. 1964 přijetí koncepce oboru nukleární medicína ministerstvem zdravotnictvím Československa
- r. 1973 novelizace koncepce z r. 1964 → vznik klinik nukleárních medicín
- v současné době pracuje v České republice 45 oddělení nukleární medicíny, z nichž 4 disponují technikou pozitronové emisní tomografie PET a kombinovanými přístroji pro PET/CT [3]

2.2 Diagnostické metody

Diagnostické metody se v nukleární medicíně rozdělují na vyšetření in vivo a in vitro.

Při vyšetření in vivo se do těla aplikují radiofarmaka a neinvazivním způsobem se studují fyziologické a biochemické procesy v těle (lokalizují se a diferencují patologické změny). Při scintigrafickém vyšetřování se sleduje prostorová distribuce radiofarmaka v těle – získává se její obraz. V případě, že distribuce radiofarmaka je proměnná v čase, sleduje se a analyzuje často její časový průběh (vytvářejí se histogramy). Radiofarmaka používaná při scintigrafii a dalších vyšetřeních in vivo se do těla aplikují v podobě tzv. otevřených zářičů (roztoků nebo plynů), které při své přeměně emitují záření gama (u některých zářičů se využívá rovněž i charakteristické rentgenové záření). Protože se jedná o záření pronikavé, které se v těle jen částečně absorbuje, lze ho registrovat pomocí přístrojů se scintilačními detektory umístěnými v blízkosti těla.

Vyšetření in vitro zahrnuje metody využívající radioaktivních látek ke stanovení koncentrace např. hormonů nebo protilátek v krvi. Při této vysoce citlivé analýze (nazývané radiosaturační analýza nebo také radioimunoanalýza) se pracuje jen se vzorkem krve, pacient s radioaktivní látkou do styku vůbec nepřijde. Radionuklid ve vzorku se měří opět pomocí scintilačních detektorů. Metody in vitro již většinou nejsou součástí pracovišť nukleární medicíny, ale biochemie.

Zatímco pro diagnostiku jsou nezbytné zářiče gama, pro terapii některých maligních a benigních onemocnění se používají zářiče beta, které se aplikují rovněž v podobě otevřených zářičů

(roztoků). Protože záření beta má ve tkáni dosah jen několik milimetrů, prakticky veškerá jeho energie se absorbuje v cílovém ložisku.

Při vyšetřeních v nukleární medicíně a při radiodiagnostických vyšetřeních jsou informace o tělesných strukturách a funkcích přenášeny ionizujícím zářením (zářením gama a rentgenovým). U jiných zobrazovacích metod je nositelem informace vysokofrekvenční záření (zobrazování na základě jaderné magnetické rezonance), infračervené záření (termografie) a ultrazvukové vlnění.

Zobrazovací metody jsou součástí radiologie. Ve srovnání s radiodiagnostikou jsou metody nukleární medicíny podstatně méně vhodné pro zachycení anatomických detailů, na druhé straně vynikající schopností poskytovat informace o funkci orgánů, o průběhu fyziologických a patologických dějů a o charakteru tkání.

Nukleární medicína může existovat pouze v úzké vazbě na další klinické obory. V oblasti diagnostiky jsou to hlavně kardiologie, onkologie, neurologie, urologie, gastroenterologie, endokrinologie a v oblasti terapie hlavně onkologie, revmatologie a ortopedie. [1]

2.2.1 Interakce ionizujícího záření s prostředím

Ionizující záření je takové záření, jehož kvanta mají natolik vysokou energii, že jsou schopna vyřazet elektrony z atomového obalu a tím látku ionizovat.

Pro běžné druhy záření fotonového (X a γ), elektronového (β^-) se za energetickou hranici ionizujícího záření bere energie 5 keV. Složitější situace je u neutronového záření, kde i velmi pomalé neutrony vstupují do jader a prostřednictvím jaderných reakcí mohou vyvolávat sekundárně ionizaci (a to i zpožděně či dlouhodoběji - aktivace jader, vznik radionuklidů). Podobně není definována prahová energie u záření β^+ , kde i velmi pomalé pozitrony anihilují s elektrony za vzniku tvrdého ionizujícího záření γ . [4]

Podle způsobu ionizace rozdělujeme záření na přímo ionizující (záření alfa, beta, protony aj.) a nepřímo ionizující (rentgenové a gama záření, neutrony). [1]

Přímo ionizující záření (elektrony a pozitrony)

Tímto názvem označujeme částice, které nesou elektrický náboj. Elektrony při průchodu prostředím narážejí do elektronů atomových obalů a způsobují excitaci a ionizaci atomů. Vzniká také brzdné záření, které má obdobný charakter jako rentgenové záření vycházející z rentgenového přístroje. Při každé srážce energie elektronů snižuje, dosah ve tkáni jen několik milimetrů

Nepřímo ionizující záření (záření gama a rentgenové)

Toto záření nenese elektrický náboj a z toho důvodu se chová v prostředí tak, že předává svoji energii přímo ionizujícím částicím (elektronům při fotoefektu, Comptonově rozptylu a tvorbě párů). Fotoefektem se nazývá jev, při kterém foton předá veškerou svoji energii elektronu z vnitřní slupky atomu, ze slupky blízké jádru.

Při druhém procesu interakce záření gama s prostředím – Comptonově rozptylu – foton narazí na obvodový elektron, který je ve srovnání s elektrony na vnitřních slupkách vázán slabě a předá mu část své energie. Foton pokračuje v letu, avšak ve směru rozdílném od směru primárního fotonu a s energií nižší než má primární foton.

Při nízkých energiích záření v oblasti několika desítek keV a v těžkých látkách (např. olovu) převládá fotoefekt. Comptonův rozptyl převládá u fotonů s energií řádově stovky keV při jejich interakci s lehkými látkami (např. voda, měkké tkáně). [1]

2.2.2 *Radiofarmaka*

Radiofarmaka jsou radioaktivní léčivé nebo diagnostické přípravky obsahující radioaktivní nuklid, který je zdrojem ionizujícího záření. V různých aplikačních formách slouží k diagnostice a terapii. Radioaktivní přípravky musí vyhovovat všem kritériím kladeným na léčiva obecně, dále pak požadavkům vyplývajícím z obsahu radionuklidů a jejich radioaktivity. [3]

Radioaktivní radiofarmaka používaná k humánní aplikaci se od ostatních farmak liší tím, že v jejich molekulách je zabudovaný radioaktivní atom. Musí proto vyhovovat kromě obecných kritérií bezpečnosti pacienta požadavkům radiochemické čistoty (vyjadřující poměr mezi radionuklidem v požadované chemické formě a tímž radionuklidem v jiných chemických formách) a radionuklidové čistoty (podmínka radionuklidové čistoty je splněna, jestliže je v daném radiofarmaku zabudován pouze potřebný radionuklid bez příměsí radionuklidů jiných) a samozřejmě také čistoty chemické. Jestliže je jen určitá část molekul značená radionuklidem, hovoříme o radioaktivní látce s nosičem (beznosičová radioaktivní látka je taková, kde je radionuklid obsažen ve všech molekulách dané látky).

Hmotnosti radiofarmak aplikovaných při diagnostických studiích jsou často na hranici chemické prokazatelnosti nebo chemicky nezjistitelné. Proto se nemohou radiofarmaka dávkovat podle jejich hmotnosti – [g]. Jejich dávku vyjadřujeme v jednotkách radioaktivity, tedy v becquerelech.

V diagnostice jsou radiofarmaka používána jako indikátory kinetiky různých látek nebo jako indikátory distribuce cílové metabolizující nebo funkční tkáně apod. Radiofarmaka jsou otevřenými radioaktivními zářiči, po aplikaci do organismu vstupují do kinetiky nebo do různých metabolických dějů v závislosti na své chemické struktuře. Chemická skladba radiofarmaka tedy určuje jeho začlenění do kinetiky nebo metabolických procesů a zabudovaný radionuklid umožňuje buď zevní detekci nebo sledování jeho radioaktivity v biologických tekutinách či exkretech.

Ideální radiofarmakum pro diagnostické metody in vivo by mělo splňovat některé vlastnosti: mělo by mít krátký efektivní poločas, mělo by být čistým zářičem γ , poměr jeho akumulace v příslušném orgánu k akumulaci v okolí by měl být vysoký apod. Energie radioaktivního záření musí být snadno detekovatelná a dávka absorbovaná v tkáních a orgánech pacienta musí být co nejmenší, aby se dosáhlo co nejnižší radiační zátěže. Radiofarmakon je obvykle z těla vylučováno močí, stolicí, potem a dalšími mechanismy.

V radionuklidové terapii se využívá ionizujícího záření k poškození či destrukci tkáně, nejčastěji nádorové. Tuto úlohu mohou nejlépe plnit radiofarmaka obsahující čistý β^- zářič pro vysokou absorpci tohoto záření ve tkáni. Použitím čistých β^- zářičů ve vhodné chemické formě nedochází k významnému ozařování okolních orgánů a tkání. V léčbě některých onemocnění se nouzově používají i kombinované zářiče (β^- a γ). Složka γ je však terapeuticky nevýznamná, zato má hlavní podíl na ozařování okolí. Naproti tomu však umožňuje zevní detekci – diagnostika a monitorování průběhu radionuklidové terapie.

Radionuklidy pro lékařské použití se připravují v cyklotronu nebo reaktoru. K radionuklidům vyráběným v cyklotronu a rutinně užívaným v nukleární medicíně patří ^{67}Ga , ^{123}I , ^{111}In a ^{201}Tl pro jednofotonové zobrazování a krátkodobé radionuklidy ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O a zejména ^{18}F pro pozitronové zobrazovací systémy.

Většina radionuklidů pro nukleární medicínu se vyrábí v jaderném reaktoru, buď pomocí tepelných neutronů, které reagují s cílovými jádry v ozařované látce v ozařovací komůrce reaktoru, nebo pomocí chemické izolace radionuklidů z vyhořelých palivových tyčí reaktoru. Příkladem klinicky užívaných radionuklidů vyráběných v jaderném reaktoru může být ^{32}P , ^{51}Cr , ^{59}Fe , ^{131}I , ^{133}Xe a další. Izotopy různých prvků jsou oddělovány příslušnými chemickými postupy, ale v důsledku podobného chemického chování bývá někdy problematické izolovat požadovaný radionuklid v čisté formě. (více příkladů radiofarmak uvedeno v příloze II.)

Některé čisté zářiče γ pro diagnostické účely jsou produkovány radionuklidovými generátory (nejčastěji používaný generátor techneciový). Tyto jsou konstruovány na principu přeměny mateřského radionuklidu s dlouhým fyzikálním poločasem přeměny na krátkodobý dceřiný radionuklid, který se využívá ke značení radiofarmak. Aby bylo možno oba radionuklidy od sebe oddělit, musí mít různé chemické vlastnosti. [4]

2.2.3 Účinky záření na buňky

Základními stavebními jednotkami všech živých tkání jsou buňky. Pro pochopení biologických účinků ionizujícího záření jsou proto rozhodujícími mechanismy působení záření na buněčné úrovni. Při ozáření buňky příslušnou dávkou záření může dojít v zásadě ke dvěma význačným typům poškození:

Smrt buňky

Při značně vysokých dávkách záření dochází k destrukci a denaturaci důležitých složek buněčného obsahu, což může vést k bezprostřednímu usmrcení buňky i v tzv. interfázi (intervalu mezi dvěma buněčnými děleními). Daleko častějším typem zániku buňky však je tzv. mitotická smrt buňky, ke které dochází v průběhu buněčného dělení – mitózy. Zde se poškození neprojevuje okamžitě, ale až tím, že buňka není schopna se dále dělit. Mitotická smrt buňky nastává i při menších dávkách, které nestačí na vyvolání přímé smrti buňky v interfázi. Ukazuje se tedy, že buňky, které se rychle dělí, mají vyšší radiosenzitivitu.

Změny genetické informace buňky – mutace

Při menších dávkách záření nedochází bezprostředně k usmrcení buňky ani k zástavě buněčného dělení, avšak vzniklé radikály mohou vyvolat chemické změny v DNA (deoxyribonukleová kyselina) a tím i v chromozomech nesoucích zakódované genetické informace. Tyto změny – mutace – se pak při dělení mohou přenášet na další buněčné generace. Podle svého rozsahu se mutace rozdělují na bodové (genové) a chromozomové (změny počtu chromozomů). Z hlediska reprodukčního se mutace dělí na somatické, které se projevují jen u konkrétního ozářeného jedince v ozářené tkáni (kde mohou vést k pozdnímu somatickému poškození a vzniku zhoubných nádorů) a na genetické mutace u zárodečných buněk, které se mohou přenášet na další generace v potomstvu ozářených osob.

Ozáření buněk tedy vede k řadě škodlivých změn, ze kterých sice značná část může být reparačními mechanismy organismu napravena, avšak některé změny (např. v kódu DNA) mohou být trvalé nebo se mohou reprodukovat. Na účinky ionizujícího záření jsou citlivé zejména tkáně s intenzivním dělením buněk jako jsou např. krvetvorné nebo nádorové, vyvíjející se plod (zvláště v počátečních stádiích vývoje). [5]

2.2.4 Vztah dávky a biologického účinku

Je samozřejmé, že biologický účinek je v první řadě závislý na velikosti absorbované dávky, že s dávkou roste. z hlediska vztahu dávky a účinku rozlišujeme dva základní typy účinků:

Stochastické účinky

Pokud dávka záření není velká, s naprostou většinou poškození biologicky aktivních látek se organismus úspěšně vyrovná svými reparačními mechanismy. I při malých dávkách však existuje určitá pravděpodobnost, že některá poškození se opravit nepodaří a vzniknou pozdní trvalé následky genetického nebo nádorového charakteru. Jelikož takové následky jsou zcela náhodné, individuální a nepředvídatelné, nazývají se účinky stochastické. U těchto účinků závažnost postižení a průběh vzniklého onemocnění nejsou závislé na výši dávky; na absorbované dávce závisí pouze pravděpodobnost výskytu nádorového či genetického poškození. Jde přitom o chorobné stavy, které i bez vlivu záření se bez zjevné příčiny vyskytují v populaci. V jednotlivých konkrétních případech není možné radiačně indukované nádory a genetické změny odlišit od samovolně vzniklých případů, jejich klinický obraz je stejný. Pro stochastické účinky se většinou předpokládá, že pravděpodobnost výskytu poškození (nádorových či genetických), je lineárně závislá na dávce a že tyto účinky jsou bezprahové - mohou být vyvolány i velmi malými dávkami (i na úrovni přírodního radiačního pozadí).

Deterministické účinky

Při vysokých dávkách záření je počet poškozených molekul biologicky aktivních látek už natolik vysoký, že organismus není schopen je zcela opravit (část buněk hyne), vzniká nemoc z ozáření. Poškození tkáně je zde přímo úměrné obdržené dávce záření, je předvídatelné – hovoříme o účincích deterministických. Tyto účinky se projevují až po dosažení určité prahové dávky, přičemž s rostoucí dávkou roste jednak pravděpodobnost vzniku poškození, jednak u daného jedince se zvyšuje závažnost poškození. [5]

3 Metody a přístroje pro detekci záření

3.1 Radioaktivita

Radioaktivita je schopnost atomových jader některých prvků se samovolně přeměňovat na atomová jádra jiných prvků za současného vyzařování neviditelného radioaktivního záření. Přirozená radioaktivita je samovolný rozpad v přírodě se vyskytujících radioaktivních nuklidů – radionuklidů.

Působením jiných částic nebo záření na stabilní nuklidy se mohou získat umělé radionuklidy. Samovolný rozpad těchto umělých radionuklidů se nazývá umělá radioaktivita.

U radionuklidů byly zjištěny 3 typy záření.

1) Záření α

Proud částic α , což jsou jádra hélia ${}^4_2\text{He}$, vznikajících při radioaktivní přeměně některých atomových jader s velkým protonovým číslem.

2) Záření β

Proud elektronů nebo pozitronů vznikajících při radioaktivní přeměně některých atomových jader.

3) Záření γ

Elektromagnetické záření krátkých vlnových délek. Fotony tohoto záření mají vysokou energii, a proto toto záření patří mezi nejpronikavější a obvykle doprovází záření β nebo α . [6]

3.2 Detekce záření v nukleární medicíně

Pro registraci ionizujícího záření při aplikacích zdrojů tohoto záření v různých oborech vědy, techniky a zdravotnictví se používá řada detektorů lišících se principem a provedením. V nukleární medicíně se nejvíce uplatňují scintilační detektory, podstatně méně již ionizační komory, Geiger – Müllerovy počítače (GM) počítače a proporcionální detektory.

Ionizační komora v proudovém režimu založená na ionizaci plynové náplně je hlavní součástí měřičů aktivity (kalibrátorů) používaných pro kontrolu aktivity radiofarmak před aplikací pacientům. GM počítače nebo proporcionální detektory pro detekci záření β i γ využívajících rovněž ionizaci plynové náplně jsou součástí přístrojů pro ochrannou dozimetrii. GM počítač je rovněž běžnou součástí měřičů dávkového příkonu. Proporcionálním detektorem jsou zpravidla vybaveny měřiče kontaminace povrchů radioaktivními látkami.

Nevýhodou uvedených detektorů je nízká citlivost pro registraci záření β vycházejícího ze vzorků tělních tekutin (např. krve, moči) a záření γ emitovaného z těla vyšetřované osoby po aplikaci radiofarmaka. Naproti tomu scintilační detektory, které se vyznačují vysokou citlivostí, jsou součástí všech detekčních aparatur používaných v nukleární medicíně při vyšetřeních in vitro a in vivo. [2]

3.3 Princip scintilačního detektoru

Scintilační detektor je založený na excitaci atomů detekční látky a určený pro záznam fotonového záření se skládá ze scintilačního krystalu, fotonásobiče a elektronické aparatury včetně registračního zařízení – počítače.

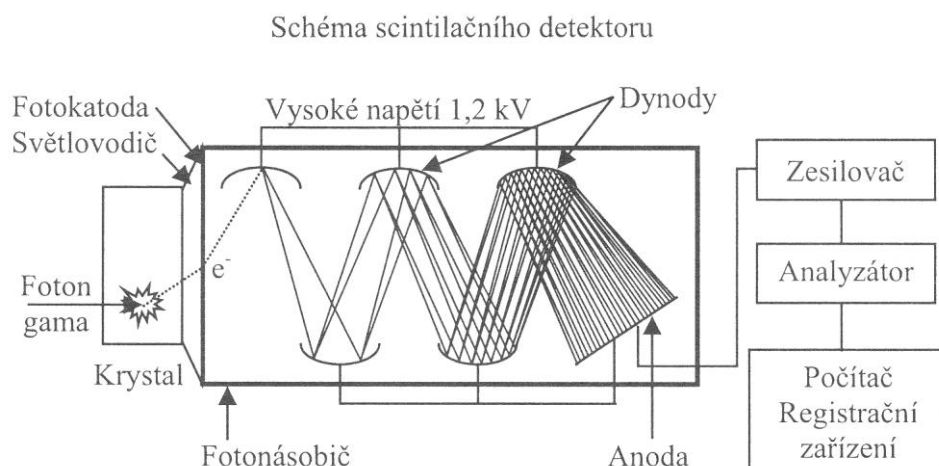
Detekční látkou ve scintilačních krystalech používaných v nukleární medicíně pro detekci záření γ je nejčastěji jodid sodný aktivovaný thaliem NaI (TI). Malá příměs thalia zvyšuje světélkování při interakci fotonu záření γ s krystalem. Interakce fotonu probíhá na základě fotoefektu nebo Comptonova jevu, při kterém se uvolňují elektrony, které způsobí excitaci atomů krystalu s následným vznikem scintilací viditelného světla. V důsledku vysoké hustoty krystalu se v něm absorbuje záření γ velmi intenzivně. Důležitou vlastností scintilačního krystalu využívanou v mnoha aplikacích je skutečnost, že počet fotonů viditelného světla v jednom záblesku a tedy i výška impulzů na výstupu fotonásobiče je přímo úměrná energii, kterou foton záření γ ztratil v krystalu. Velikost a tvar scintilačního krystalu závisí na aplikaci, pro kterou se přístroj používá.

Ve fotonásobiči připojeném ke scintilačnímu krystalu se přeměňují záblesky viditelného světla na elektrické impulzy. Při interakci fotonu viditelného světla s fotokatodou fotonásobiče vznikne fotoelektron, který dopadne na první dynodu a způsobí emisi dvou až tří sekundárních elektronů. Na každé další dynodě se takto znásobí počet sekundárních elektronů a výsledkem je, že na anodu fotonásobiče dopadne 10^6 elektronů a více, což má za následek dobře měřitelný elektrický impuls na výstupu fotonásobiče. Zdroj vysokého napětí v elektronické aparatuře zajišťuje napětí mezi fotokatodou a anodou a jednotlivými dynodami, čímž jsou urychlovány elektrony na dostatečnou energii potřebnou k vyvolání emise sekundárních elektronů.

Aby slabé elektrické impulzy na výstupu fotonásobiče mohly být zpracovány přesněji elektronickou aparaturou, je jejich amplituda zvyšována zesilovačem. Impulzy dále postupují do jednobokého – nebo mnohokanálového – amplitudového analyzátoru, kde se třídí podle výšky. Využívají se přednostně takové impulzy, jejichž výška spadá do vhodně zvoleného okénka analyzátoru tvořeného dolní a horní diskriminační hladinou.

Pomocí scintilačního detektoru s připojeným analyzátozem lze měřit scintilační spektrum zářiče γ , které se skládá z jednoho nebo více fotopíků a Comptonova spojitého spektra. Impulzy registrované v oblasti fotopíku pocházejí z fotonů, které ztratily v krystalu veškerou svoji energii. V oblasti spojitého spektra se zaznamenávají impulzy pocházející z fotonů γ , které prodělaly Comptonův rozptyl ve scintilačním krystalu nebo ve tkáni a pouze část jejich energie se absorbovala ve scintilátoru.

Při všech vyšetřeních se okénko analyzátoru ve scintilačním spektru nastavuje tak, aby obsahovalo význačný fotopík zářiče γ . Provádí-li se scintigrafie se zářičem gama, v jehož spektru jsou dva nebo tři fotopíky, na každý se nastaví jedno okénko analyzátoru (pokud je analyzátor vybaven více než jedním okénkem).



Obr. 3- 1 Schéma scintilačního detektoru [2]

3.3.1 Pozadí scintilačních detektorů

Před každým měřením radioaktivní látky je nutné zjistit pozadí přístroje (počet impulzů za určitou dobu), které detekční zařízení zaznamenává i bez přítomnosti zářiče v detektoru nebo okolí. Impulzy pozadí pocházejí hlavně z kosmického záření a přírodní radioaktivity materiálů obklopujících detektor. Pozadí se snižuje umístěním detektoru do stínícího olověného krytu. Počet impulzů pozadí je nutné odečíst od celkového počtu impulzů vzorku, který zahrnuje vždy také impulzy pozadí. [2]

3.4 Přístroje pro měření in vitro

3.4.1 Přístroje pro měření radionuklidů emitujících fotonové záření

Zejména se používá ^{125}I . Jednoduchý přístroj pro měření vzorků tělesných tekutin obsahujících radioaktivní látku se skládá z detektoru vybaveného válcovým scintilačním krystalem se studnou, do které se vkládají vzorky s vyhodnocovací aparaturou (počítačem). Krystal s fotonásobičem je umístěn v olověném stínění. Běžné jsou vícedetektorové aparatury, které umožňují současně proměřovat a vyhodnocovat velký počet vzorků.

3.4.2 Přístroje pro měření radionuklidů emitujících záření β

Využívá se kapalných scintilátorů pro detekci zářičů β s velmi nízkou energií – nejčastěji ^3H . Vzorek se přimíchává přímo do kapalného scintilátoru, protože záření β nelze registrovat pomocí pevného scintilátoru vzhledem k jeho vysoké samoabsorpci přímo ve vzorku a také ve vstupním okénku detektoru. [2]

3.5 Přístroje pro měření in vivo

3.5.1 Aparatury pro nescintigrafická vyšetření

Detekční jednotka takového přístroje obsahuje scintilační krystal s fotonásobičem, olovněné stínění a kolimátor. Scintilační krystal je plochého typu bez studny. Úkolem kolimátoru je zamezit detekci fotonového záření z okrsků tkáně vyšetřované osoby obsahujících radiofarmakum, které se nacházejí mimo zorné pole kolimátoru. Kolimovaný detektor se nastavuje tak, aby zorné pole pokrývalo oblast nad vyšetřovaným orgánem.

Aparatura se dvěma detekčními jednotkami je např. vhodná pro funkční vyšetření ledvin nebo jiná vyšetření in vivo. Impulzy z detekčních jednotek nastavených nad ledvinami jsou vedeny do počítače, kde se vyhodnocují a tisknou ve formě protokolu.

Pro účely radiačně navigované chirurgie slouží poměrně jednoduché snadno přenosné přístroje vybavené detekční jednotkou (sondou). Pomocí této aparatury se lokalizují sentinelové lymfatické uzliny, do kterých může směřovat metastatický proces. Uzliny jsou peroperačně detekovány po předchozí aplikaci radiofarmaka do okolí primárního nádoru. Sonda je opatřena scintilačním krystalem NaI(Tl) nebo CsI(Tl), olovněným nebo wolframovým kolimátorem a je připojena kabelem k vyhodnocovací jednotce. Uzliny obsahující radiofarmakum se lokalizují na základě číselného údaje na displeji nebo podle doprovodného akustického signálu.

Nejdůležitějšími přístroji pro měření in vivo jsou scintigrafická vyšetření, kterým je věnována následující kapitola. [2]

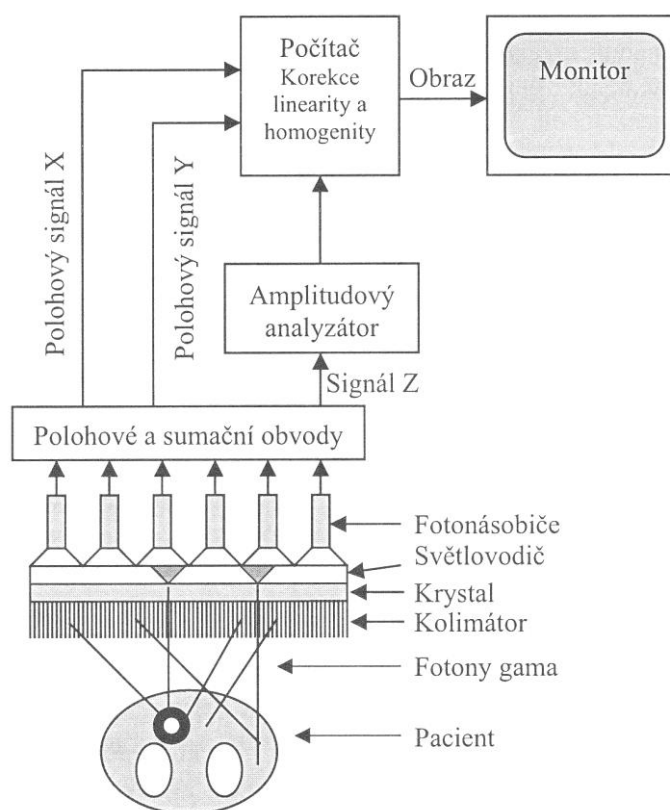
4 Radionuklidová zobrazovací metoda – scintigrafie

4.1 Gamakamera - aparatura pro scintigrafické zobrazování

Pro scintigrafické vyšetření se používá scintilační kamera, nazývaná také Angerova kamera. Detektor scintilační kamery se skládá ze scintilačního krystalu, světlovodiče a souboru fotonásobičů a kolimátoru. Scintilačním krystalem je jodid sodný aktivovaný thaliem NaI(Tl) nejčastěji obdélníkového tvaru o větších rozměrech 40 – 50 cm a tloušťce obvykle 12,7 mm. Nad krystalem je uloženo kolem 60 – 65 fotonásobičů opticky připojených ke krystalu světlovodičem, který usnadňuje přestup světelných fotonů ze záblesků v krystalu na fotokatodu násobiče. Jestliže foton γ záření vyvolá v krystalu scintilaci, světelné fotony se šíří všemi směry. Nejvíce světla se dostane do fotonásobiče, který je nejbližší místu interakce fotonu γ s krystalem (místu záblesku). V důsledku toho na jeho výstupu vznikne impulz, jehož amplituda je větší než amplituda impulzů ze vzdálenějších fotonásobičů, na jejichž fotokatody dopadne méně světla.

Na základě hodnocení výstupních signálů všech fotonásobičů se v počítačovém obvodu vytvoří výsledné souřadnicové impulzy X a Y, které přenáší informaci o poloze scintilací v krystalu a tím i poloze místa v těle, odkud byl foton z radiofarmaka vyzářen. Vedle toho se impulzy ze všech fotonásobičů vedou na sumační obvod a odtud na amplitudový analyzátor s okénkem nastaveným na fotopík detekovaného radionuklidu. Takto vybrané impulzy označované jako Z nesou informaci o vlastním záblesku, ke kterému došlo v krystalu. Soubor signálů X, Y a Z vytváří na displeji mapu stop po záblescích. Stopy po záblescích byly v šedesátých a sedmdesátých letech minulého století fotografovány např. polaroidní kamerou. Dokonce nejstaršími kamerami bylo možné jednoduchým způsobem provádět dynamická vyšetření jako sled statických snímků zachycujících pohyb radiofarmaka v těle. Nevýhodou analogových scintigrafických obrazů ovšem bylo, že je nebylo možné dodatečně upravovat a kvantifikovat.

Digitální obraz se ukládá v paměti počítače do matice rozdělující zorné pole detektoru do čtvercových obrazů elementů (pixelů). v případě záblesku při interakci záření γ se scintilačním krystalem se připočte k obsahu pixelu jednička. Tento pixel odpovídá svou polohou místu interakce fotonu.



Obr. 4- 1 Schéma přenosu informace scintilační kamerou [2]

4.1.1 Detekční parametry scintilační kamery

Prostorová rozlišovací schopnost se vyjadřuje jako šířka profilu v obraze bodového nebo liniového zdroje v polovině výšky tohoto profilu – označuje se FWHM (z angl. full width at half maximum). Dva blízko uložené bodové nebo čárové zdroje mohou být v obraze rozpoznány jako odlišné pokud jsou od sebe vzdáleny nejméně o délku FWHM.

Uvedené prostorové rozlišení FWHM, které se označuje také jako celkové rozlišení detektoru kamery, se skládá ze dvou komponent – vnitřního rozlišení detektoru a rozlišení kolimátoru. Vnitřní rozlišení se na celkovém rozlišení uplatňuje málo, podstatnější je vliv rozlišení kolimátoru. Celkové rozlišení detektoru se zhoršuje (délka FWHM se zvětšuje) s rostoucí vzdáleností od čela kolimátoru s paralelními otvory. Z toho důvodu je nutné, aby detektor kamery byl během planárního vyšetření nastaven co nejbližší povrchu pacientova těla. Ke zhoršování prostorového rozlišení se vzdáleností od detektoru přispívá také absorpce a rozptyl záření ve tkáni.

Prostorové rozlišení obecně charakterizuje schopnost zobrazovacího přístroje rozlišit detaily v distribuci radiofarmaka v těle. Ovšem takto pojaté rozlišení (zahrnující absorpci a rozptyl fotonů ve tkáni a další faktory ovlivňující obraz) je pouze v přibližném vztahu k rozlišení definovaném přesně parametrem FWHM měřeným ve vzduchu.

Homogenita zorného pole se vyhodnocuje na základě odezvy přístroje k homogennímu plošnému zdroji záření, který má rozměry větší než zorné pole detektoru.

Citlivostí scintilační kamery se rozumí četnost impulzů měřená s plošným zdrojem fotonového záření o průměru 10 cm vztažená na 1 MBq. Citlivost kamery je nepřímě úměrná její rozlišovací

schopnosti. Čím je citlivost větší, tím je horší rozlišení (tím větší je FWHM) a obráceně. Místo termínu citlivost kamery se někdy používá detekční účinnost. Tento parametr související s citlivostí se však v praxi stanovuje obtížně na rozdíl od snadno měřitelné citlivosti.

Energetické rozlišení scintilační kamery se vyjadřuje jako relativní pološířka fotopíku ve spektru, která je u moderních přístrojů lepší nebo rovna 10%. Zhoršení energetického rozlišení přístroje je jednou z příčin snížení kontrastu obrazu.

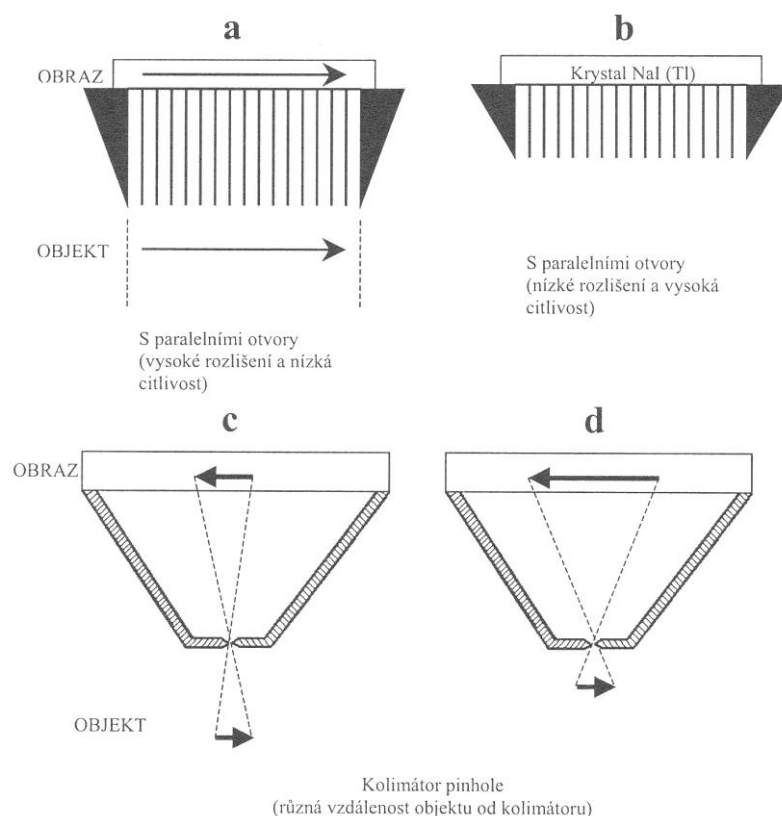
Časové rozlišení se charakterizuje tzv. mrtvou dobou přístroje, intervalem, ve kterém kamera po záznamu jednoho impulzu není schopná registrovat impulz další. U moderních kamer je tato doba natolik krátká, že při běžných vyšetřeních je možné i měření vyšších četností, aniž by docházelo ke ztrátám impulzů v důsledku mrtvé doby přístroje.

U scintilačních kamer pro planární a tomografickou scintigrafii se používají různé typy kolimátorů zhotovených z olova. Kolimátory se rozlišují podle konfigurace a počtu otvorů, podle energie záření γ radiofarmaka aplikovaného pro vyšetření a podle toho jaký je vztah mezi rozlišovací schopností a citlivostí kolimátoru.

Mnohooťvorový kolimátor s paralelními otvory pro zářiče γ s nízkou energií se skládá z tisíců až desítek tisíců otvorů v olovu uspořádaných tak, že jejich osy jsou rovnoběžné s osou detektoru kolmo na čelo kolimátoru. Obraz objektu vytvářený v detektoru má stejnou velikost jako zobrazovaný objekt, který nezávisí na vzdálenosti od čela kolimátoru.

Kolimátor typu pinhole má jeden otvor v olovu nebo wolframu o průměru 3 až 5 mm, poskytuje zvětšený a převrácený obraz. Zvětšení obrazu klesá s rostoucí vzdáleností objektu od čela kolimátoru. Kolimátor pinhole umožňuje velmi dobrou rozlišovací schopnost, je – li zobrazovaný objekt v malé vzdálenosti od něj. Nevýhodou kolimátoru je nízká citlivost a zkreslení obrazu zvláště při zobrazování objektů s velkou tloušťkou. Je nezbytný při zobrazování malých oblastí v těle.

Kolimátor typu fan beam je fokusován v transverzálním směru a je paralelní v axiálním směru. Při stejném prostorovém rozlišení má tento kolimátor až o 50% vyšší citlivost než kolimátor s paralelními otvory. Používá se při tomografickém zobrazování mozku. [2]



Obr. 4- 2 Schémata kolimátorů [2]

4.2 Planární scintigrafie

Z anatomického a fyzikálního hlediska je zobrazovaný objekt charakterizován velikostí zobrazovaného okrsku tkáně, velikostí a hloubkou uložení léze. Tyto veličiny spolu s biologickým chováním radiofarmaka rozhodují o kontrastu objektu definovaném na základě objemových aktivit radiofarmaka. Kontrast obrazu na scintigrafickém záznamu se vyjadřuje pomocí počtu impulzů T v zájmové oblasti o ploše P nad lézí a počtu impulzů B v oblasti o stejné ploše P vymezené mimo obraz léze. Plocha P se udává buď v cm^2 nebo v pixelech.

Záření γ vycházející z objektu přenáší informaci, na jejímž základě vzniká obraz. Tento přenos informace je ovlivněn mnoha faktory: statickým charakterem ionizujícího záření, jeho interakcí s tkáněmi, zobrazovacím přístrojem, zpracováním dat v počítači a úpravami obrazu. Důsledkem toho je, že kontrast obrazu je vždy menší než kontrast objektu.

Při planárním scintigrafickém zobrazování je hustota impulzů v rozmezí několika set až několika tisíc $\text{imp.}/\text{cm}^2$. Nízké hodnoty hustoty impulzů mohou velmi negativně ovlivnit obraz v důsledku statistického rozptylu.

Potlačení detekce rozptýleného záření registrovaného v oblasti spojitého scintilačního spektra tím, že se okénko analyzátoru nastavuje na fotopík (rozptýlené záření způsobuje rozmazání obrazu), zmírňuje nepříznivý vliv tohoto záření na kontrast obrazu. Dalším faktorem je nepříliš dobré prostorové rozlišení detektoru, které významně snižuje kontrast lézí v případě, že jejich průměr je podstatně menší než prostorové rozlišení FWHM.

Studené léze se zobrazují hůře než horké léze – u studených lézí kontrast nemůže přesáhnout 100%. Při planární scintigrafii ledvin a jater mohou být zobrazeny studené léze o průměru 2 – 3 cm. Naproti tomu mohou být detekovány podstatně menší horké léze při vysokém kontrastu objektu. Kontrast obrazu může v případě horkých lézí podstatně přesáhnout 100%. Dále platí, že léze ve tkáni je zobrazena tím snadněji, čím je větší a čím blíže je k povrchu těla vyšetřované osoby. [2]

4.3 Tomografická scintigrafie

Tomografií se rozumí vyšetřovací postup, při kterém se zobrazuje pouze zvolená vrstva tkáně v hloubce těla bez rušivého vlivu tkání ležících nad a pod zájmovou vrstvou.

4.3.1 Jednofotonová emisní tomografie SPECT

Termín emisní označuje, že při tomto tomografickém postupu se registruje záření γ emitované radioaktivní látkou nacházející se v těle pacienta. Tím se odlišuje SPECT od rentgenové výpočetní tomografie (CT), při kterém systém detektorů registruje rentgenové záření emitované z rentgenky po jeho průchodu tělem.

Základem aparatury je prakticky stejná detekční hlava jako u kamery pro planární scintigrafii. Můžeme použít i jeden detektor, ale v posledním desetiletí se prosadily do klinické praxe většinou přístroje se dvěma detektory a jen výjimečně se třemi až čtyřmi detektory.

Při vyšetření se jeden nebo více detektorů otáčí kolem těla pacienta buď po malých úhlech nebo plynule. Získané obrazy se ukládají do paměti počítače. Při akvizici se volí buď 64 projekcí při celkovém otočení detektoru (detektorů) o 360° nebo 32 projekcí při celkovém otočení detektoru o 180° .

Z celkového počtu projekcí (digitalizovaných obrazů) ukládaných do matice se v počítači rekonstruuje trojrozměrný obraz distribuce radioaktivní látky ve vyšetřované oblasti, ze kterého lze snadno získat obraz zvolené tomografické vrstvy tkání.

V současné době se při tomografickém zobrazování využívají dvě rekonstrukční metody:

4) Filtrovaná zpětná projekce

- Při jednoduché zpětné projekci je informace obsažená v jednom pixelu každého obrazu přenesena do všech pixelů v paměti počítače nacházejících se v přímce kolmé k rovině detektoru. Výsledkem je obraz zájmové oblasti, který sice správně naznačuje lokalizaci lézí v ní se nacházejících, ale je rozmazán v důsledku hvězdicového artefaktu.
- V druhém kroku se pomocí digitálního obrazového filtru potlačí hvězdicovitý artefakt, čímž se obraz zájmové oblasti velmi přiblíží k zobrazovanému projektu.

5) Iterativní metoda

- Tato metoda se zakládá na hledání metodou postupných aproximací takového obrazu vrstvy, který by co nejvíce odpovídal nasnímaným projekcím zobrazované oblasti pod různými úhly.

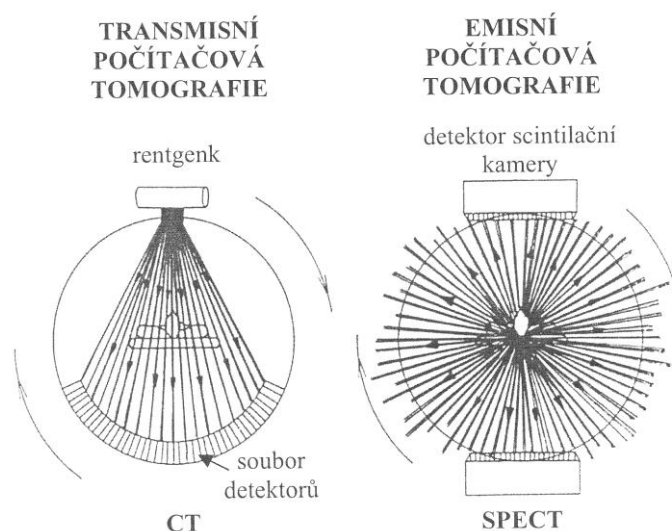
- Jako nultá aproximace se volí obraz získaný při zpětné projekci, který se podobá už skutečnému obrazu hledanému iterativní rekonstrukcí.
- Ve druhém kroku se porovnají matematicky simulované projekce tohoto obrazu se skutečně nasnímanými projekcemi zobrazované oblasti pod jednotlivými úhly a stanoví se příslušné odchylky pro jednotlivé pixely obrazu.
- Ve třetím kroku se na základě těchto diferencí opraví obsah pixelů obrazu, čímž se dostane I. aproximace.
- Druhý a třetí krok se cyklicky opakují, čímž vzniká II., III. a další aproximace, které postupně stále přesněji vystihují skutečnou distribuci radiofarmaka v zobrazované vrstvě.
- Výhodou iterativní rekonstrukce oproti zpětné projekci je nepřítomnost hvězdicovitých artefaktů. Také rekonstruovaný šum v obraze je při iterativní metodě méně rušivý než u metody filtrované zpětné projekce.

Předností SPECT ve srovnání s planárním zobrazováním je podstatné zvýšení kontrastu obrazu a v důsledku toho možnost zobrazení lézí, které by na planárním snímku nebyly vůbec detekovatelné nebo by to bylo obtížné. Při planárním zobrazování je kontrast poměrně nízký, protože planární snímek má sumační charakter (jsou zobrazovány všechny vrstvy tkáně obsahující radiofarmakum včetně vrstvy s hledanou lézí, jejíž aktivita se odlišuje od aktivity okolí). Při tomografickém zobrazování se neuvažuje vrstva tkáně nad lézí a vrstva ležící pod ní.

SPECT má i některé nevýhody ve srovnání s planárním zobrazováním. A to poněkud horší prostorovou rozlišovací schopnost (FWHM) než u planárního zobrazování, protože poloměr rotace a tím i vzdálenost čela kolimátoru od povrchu těla je zpravidla větší při SPECT zobrazování. Asi o jeden řád vyšší šum v rekonstruovaném tomografickém obraze než v obraze planárním.

Přínos metody SPECT v důsledku vyššího kontrastu obrazu podstatně převyšuje tyto zmíněné nevýhody.

Důležitou charakteristikou systému SPECT je značná závislost kvality tomografických vyšetření na kvalitě snímků v planárním režimu. Zvláště se to může projevit v případě homogenity zorného pole detektoru (je-li tento parametr nevyhovující, může být příčinou i poměrně malá odchylka v homogenitě pole od normálu při planárním režimu).



Obr. 4- 3 Schématické znázornění principu CT a SPECT [2]

4.3.1.1 Hybridní systém SPECT/CT

Pokrok v tomografickém zobrazování představuje hybridní systém SPECT/CT, který zahrnuje v jedné aparatuře vedle kamery SPECT rovněž vícedetektorový počítačový tomograf CT. Můžeme takto pořídit záznam funkčního a anatomického zobrazení jedním systémem v těsném sledu za sebou. Tento systém může být provozován ve dvou režimech:

- V nízkodávkovém režimu dovoluje získat orientační obrazy tkání s nízkým rozlišením se současnou možností korekce obrazů SPECT na zeslabení γ záření ve tkáni.
- V plnohodnotném diagnostickém režimu s vysokým rozlišením. Podrobně informuje o lokalizaci anatomických struktur tak jako u běžného CT.

4.3.2 Pozitronová emisní tomografie (PET)

Tato metoda je založena na koincidenční detekci fotonů záření γ s energií 511 keV, které jsou emitovány při přeměně pozitronových zářičů aplikovaných do organismu. Z údajů změřených při detekci anihilačních fotonů se pomocí počítače matematicky rekonstruuje trojrozměrný obraz distribuce sloučenin, které ve své molekule obsahují pozitronový zářič.

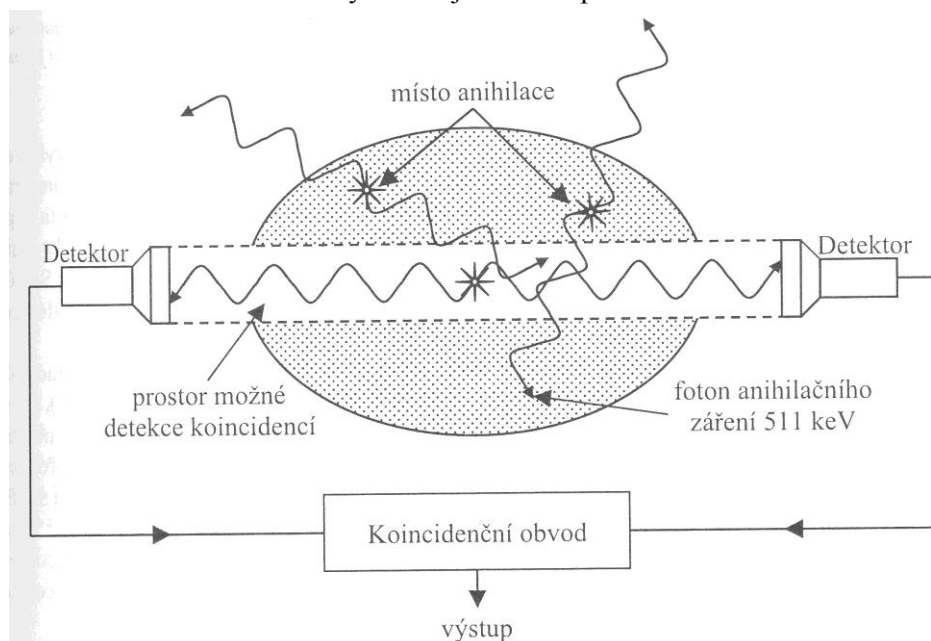
Koincidenční obvod má tu vlastnost, že jsou registrovány jen takové impulzy, které na jeho vstup přišly současně. Dojde-li v prostoru mezi detektory k anihilaci pozitronu s elektronem, z místa anihilace odlétnou opačnými směry současně dva fotony s energií 511 keV. Protože tyto fotony dopadnou do detektorů rovněž současně, na výstupu koincidenčního obvodu se objeví impulz, který se dále registruje. Dojde-li k anihilaci pozitronu s elektronem v místě mimo vyznačený prostor, tato událost se nezaznamená. Registrované impulzy na výstupu koincidenčního pocházejí tedy pouze od pozitronového zářiče, který se nalézá ve vyznačeném prostoru mezi detektory.

Detektory nejsou opatřeny mnohootvorovými olovněnými kolimátory jako při planární scintigrafii nebo SPECT (kolimace se uskutečňuje elektronickou cestou, což je jeden z faktorů umožňujících podstatně vyšší citlivost pozitronové scintigrafie ve srovnání se SPECT).

Důležitou součástí aparatury PET je již zmíněný koincidenční obvod, u kterého je nastaveno časové okénko, které umožňuje registrovat správné koincidence, ze kterých se rekonstruuje obraz distribuce pozitronového zářiče v těle. Protože šířka koincidenčního okénka je u moderních přístrojů 4,5 mikrosekund – u starších přístrojů dvojnásobek této hodnoty i více, jsou registrovány i nesprávné koincidence způsobené náhodnou detekcí fotonů nebo fotonů z rozptylu anihilačního záření.

Pozitronový tomograf je tvořen soustavou mnoha detektorů – řádově až desítky tisíc – uspořádaných do prstenců oklopujících pacienta při vyšetření, které se kolem pacienta neotáčejí.

Prostorové rozlišení PET systému určuje několik faktorů, ze kterých jsou dva dány fyzikou pozitronového záření a další konstrukcí přístroje. Do první skupiny patří dosah (dolet) pozitronu ve tkáni před jeho anihilací s elektronem a skutečnost, že existují malé odchylky emise fotonů anihilačního záření od 180° , která jsou až $\pm 0,25^\circ$. Tyto jevy se podílí na rozlišovací schopnosti menší měrou 1-2 mm. Více přispívá velikost jednotlivého detektoru v prstencovém souboru a hloubka interakce fotonů s detekční látkou. Výsledkem je celkové prostorové rozlišení 5-6 mm.



Obr. 4-4 Schématické znázornění dvou detektorů zapojených v koincidenční [2]

4.3.2.1 Hybridní systém PET/CT

Spojení zobrazovacího nukleárně medicínského přístroje a přístroje radiodiagnostického umožňuje akvizici funkčních (PET) a anatomických (CT) dat během jednoho vyšetření (poskytuje obrazy tkání získané současně z obou modalit). Fúze obrazu PET s relativně horším prostorovým rozlišením 5-6 mm a morfologického obrazu CT s rozlišením podstatně lepším 1-2 mm dovoluje přesnou lokalizaci a interpretaci tkáňových struktur se zvýšenou akumulací pozitronového radiofarmaka a některých i bez této akumulace. Pomocí CT se koriguje obraz na zeslabení záření γ ve tkáni. Tato korekce je z hlediska diagnostického přínosu PET důležitější než je tomu při vyšetřeních SPECT. [2]

5 Technické zabezpečení systému jakosti v oboru nukleární medicíny

5.1 Zabezpečení systému jakosti

Zabezpečením systému jakosti rozumíme soubor kontrolních a adjustačních činností, jejichž účelem je zajistit správnou funkci přístrojů a potřebnou kvalitu radiofarmak, což je podmínkou přesných a spolehlivých výsledků měření a vyšetření při co nejnižší radiační zátěži pacientů a pracovníků.

Program zabezpečování jakosti na Klinice nukleární medicíny Fakultní nemocnice Ostrava obsahuje např. seznam programu zabezpečování jakosti, zdroje ionizujícího záření, osoby, řízení procesů, radiační ochranu, kontrolní činnosti, dokumenty apod.

5.1.1 Cíle systému jakosti a kvantitativní ukazatelé jejich plnění

Cílem programu zabezpečování jakosti je zajištění radiační ochrany pracovníků pracujících se zdroji ionizujícího záření, ale i ostatních obyvatel a zároveň chránit životní prostředí, alespoň kontrolou monitorování výpustí. Největší podíl cíle systému jakosti je zaměřen na snížení radiační zátěže pacientů při diagnostických a léčebných vyšetřeních v nukleární medicíně a zároveň soustavné zajišťování kvality diagnostického a terapeutického vyšetření včetně zvýšení obsahu diagnostické informace z těchto vyšetření a zvýšení léčebného efektu u pacientů.

K splnění podmínek cíle programu zabezpečování jakosti je zapotřebí realizovat organizační opatření (personální a provozní zajištění) včetně správné, opodstatněné a zdůvodněné indikace k výše uvedeným vyšetřením a terapii, užít vhodných technických metod při provádění vyšetření, obnovit přístrojový park s lepšími technickými parametry (technická opatření), určit u jednotlivých osob zodpovědnost, vytvořit podmínky k úkonům zajištění systému jakosti a zajistit soustavný dohled a kontrolu radiační ochrany.

Veškeré diagnostické a terapeutické aplikace otevřených zářičů jsou prováděny na základě lékařské indikace při uvážení možností i jiných vyšetřovacích či terapeutických postupů. Důvodem je očekávaný zdravotní prospěch pacienta – diagnostický či terapeutický. Vždy je aplikováno jen nezbytné množství radioaktivní látky potřebné kvality a čistoty, které zajišťuje dostatečnou diagnostickou informaci či terapeutický efekt, při co nejnižší radiační zátěži pacienta. Tato radionuklidová diagnostika a terapie se provádí za odpovědnosti lékařů a farmaceutů, kteří mají specializaci v oboru nukleární medicíny a při odborné spolupráci specialistů fyzikálních a technických oborů.

5.1.2 Pravomoce k zajištění radiační ochrany a kvalifikační předpoklady

Pravomoce k zajištění radiační ochrany mají osoby zastávající tyto funkce: statutární zástupce (ředitel nemocnice), náměstek pro léčebnou péči, náměstek ředitele pro techniku a provoz, náměstek pro personální řízení a vnější vztahy, náměstek ředitele pro ekonomiku a finance, vedoucí oddělení lékařské radiační fyziky a hygieny, vedoucí provozu technicko – provozního, vedoucí odboru obchodně – právního a vedoucí radiologický fyzik.

5.1.2.1 Vedoucí radiologický fyzik Kliniky nukleární medicíny

Zajišťuje fyzikálně technickou podporu léčby a diagnostiky používané na Klinice nukleární medicíny, zejména k ověřování fyzikálních parametrů otevřených radionuklidů a v oblasti fyzikálních, technických a výpočetních metod v nukleární medicíně. Dále v rámci zkoušek přejímacích, provozní stálosti a zkoušek dlouhodobé stability (zkoušky přejímací, zkoušky dlouhodobé stability, zkoušky provozní stálosti) u měřících zařízení. Je nápomocen při zajišťování jmenovaných zkoušek, která jsou používána na Klinice nukleární medicíny. Zabezpečuje funkčnost bezpečnostních systémů diagnostických a dosimetrických přístrojů na Klinice nukleární medicíny, převzetí těchto přístrojů po opravě či údržbě od servisní organizace a jeho následné přezkoušení, provádí nebo koordinuje fyzikální měření, stará se o exaktnost výsledků vyšetření. Zajišťuje monitorovací program a program kontroly kvality, podílí se na likvidaci radioaktivních odpadů.

Pod jeho vedením fyzikálně-technický úsek řeší veškerou problematiku v oblasti fyzikálních, technických a výpočetních metod v nukleární medicíně, provádí nebo koordinuje fyzikální měření, stará se o exaktnost výsledků vyšetření včetně metrologie jednotlivých přístrojů. Zajišťuje monitorovací program a program kontroly kvality, podílí se na likvidaci radioaktivních odpadů, zajišťuje periodické proškolení pracovníků ze zásad radiační ochrany.

5.1.3 Seznam měřících přístrojů a postupy (standardy) kontroly kvality měřících přístrojů

Tato kapitola se zabývá přístroji používaných na Klinice nukleární medicíny Fakultní nemocnice Ostrava.

5.1.3.1 Měřiče radioaktivity (měřič aplikované aktivity)

Měřiče radioaktivity (s velkoobjemovou studnovou ionizační komorou) slouží k absolutnímu měření radioaktivity převážně kapalných vzorků v lahvičkách nebo stříkačkách. Lze měřit pouze vyšší aktivity v rozsahu řádově od 100 kBq až do cca 50 GBq.

5.1.3.2 Kontrola kvality měřičů radioaktivity

Referenční měřiče pro aplikovanou aktivitu

➤ CURIEMENTOR 2,3

- Denní testy: kontrola etalony ^{137}Cs
 - Provádí: laborantky úseku radiofarmak a technicko-fyzikální úsek
 - Dokumentace: zapisují se měřené údaje pozadí a etalonu do provozního sešitu přístroje
- Roční testy: kontrola těsnosti a přepočet aktivity etalonů ^{137}Cs
 - Provádí: fyzik kliniky
 - Dokumentace: změřené údaje a přepočtené hodnoty etalonu se zapisují do provozního sešitu
- Metrologická kontrola: 1- krát ročně etalony Českého metrologického institutu
 - Provádí: pracovníci Českého metrologického institutu ve spolupráci s fyzikem kliniky
 - Dokumentace: protokol a metrologický atest přístroje

Pracovní měřiče pro mezioperační práce

➤ Mediac, VICTORIN COMP-U CALL II

- Denní testy: kontrola etalony ^{137}Cs , u přístroje Mediac etalonem ^{226}Ra
 - Provádí: laborantky úseku radiofarmak a technicko-fyzikálního úseku
 - Dokumentace: zapisují se měřené údaje pozadí a etalonu
- Měsíční testy: kontrola a cejchování souběhu s metrologicky kontrolovaným měřičem Curiementor2 pomocí vnitřních etalonů $^{99\text{m}}\text{Tc}$.
 - Provádí: fyzik kliniky

5.1.3.3 *Spektrometrické přístroje scintilační*

Slouží ke spektrometrickým měřením záření gama. Používají se planární a studnové scintilační detektory, impulsy z fotonásobiče se v elektronické jednotce zesilují, amplitudově analyzují (okénko analyzátoru, popř. mnohokanálový analyzátor), zobrazují na displeji, popř. tisknou nebo zapisují do paměti počítače.

5.1.3.4 *Kontrola kvality spektrometrických přístrojů*

Měřiče počtu impulsů fotonů gama v širokém kanále nebo v energeticky cejchovaném okénku analyzátoru

➤ RFT 20046, MC 2256, MULTIGAMMA 1260, MULTIGAMMA 1261

- Denní testy: kontrola pozadí, poloha fotopíky příslušným etalonem (^{137}Cs , ^{241}Am , ^{129}I), četnost impulsů etalonu v měřicím okénku analyzátoru
 - Provádí: laborantky technicko-fyzikálního úseku
 - Dokumentace: všechny výše uvedené údaje se zapisují do technických deníků ke každému přístroji, poloha fotopíky se vynáší do grafu
 - Kontroluje: fyzik kliniky
- Roční testy: měření energetického rozlišení, přepočet četnosti etalonů
 - Provádí: laborantky technicko-fyzikálního úseku ve spolupráci s fyzikem

5.1.3.5 *G. - M. detektory*

Slouží ke kvalitativní detekci a orientačnímu měření intenzity ionizujícího záření, především pro účely radiační ochrany.

5.1.3.6 *Kontrola kvality G. M. detektorů*

Monitory pracovního prostředí

➤ RUST-2S

- Měsíční testy: kontrola četnosti impulsů etalony ^{137}Cs , ^{90}Sr a zářiči ^{131}I kalibrované aktivity z definované vzdálenosti - jen u detektorů ke kvantitativnímu měření
 - Provádí: laborantky technicko-fyzikálního úseku
 - Dokumentace: technický sešit k přístroji

Měřiče kontaminace (tvar „žehličky“)

➤ ISOTRAK AB/100, RKP-1-2, COMTAMETER NS118K

- provádění testů shodné s RUST-2S

5.1.3.7 Scintilační kamery

Gamakamery jsou nejdůležitější přístroje nukleární medicíny, sloužící k planárním a tomografickým scintigrafickým vyšetřením statickým a dynamickým.

Používané kolimátory: nízkoenergetické HR,UHR (vysoké rozlišení), HS (vysoká citlivost), LEAP (univerzální) a vysokoenergetické - Paralel, Pinhole.

Nedílnou součástí scintilačních kamer jsou počítačová vyhodnocovací zařízení umožňující komplexní matematické zpracování a vyhodnocení scintigrafických vyšetření. Na našem pracovišti se nyní používají převážně vyhodnocovací zařízení na bázi PC (akviziční program DIAG, vyhodnocovací program OSTNUCLINE) v síťovém propojení. U kamer Diacam je vyhodnocovací zařízení ICON.

5.1.3.8 Kontrola kvality scintilačních kamer

Tomografické kamery se 2 detektory (zorné pole 56×64 cm) s vyhodnocovacím zařízením E-SOFT (používá se převážně ke SPECT vyšetřením a celotělové scintigrafii)

➤ E-CAM, Symbia

- Denní testy: nastavení a kontrola fotopíku každého zářiče před vyšetřením
 - Provádí: laborantky úseku ambulance
- Týdenní testy: kontrola homogenity zorného pole plošným zdrojem ^{57}Co
 - Provádí: laborantky úseku ambulance
 - Kontroluje: fyzik kliniky
 - Dokumentace: archivuje se obraz homogenity zorného pole.
- Měsíční testy: homogenita zorného pole s rekalicací fotonásobičů
 - Provádí: fyzik kliniky
 - Dokumentace: technický deník
- 3 - měsíční testy: adjustace elektrická a mechanická, kontrola centra rotace, rekalicace
 - Provádí: servisní pracovník firmy Siemens ve spolupráci s fyzikem kliniky
 - Dokumentace: technický denník

Digitální repasované scintilační kamery (zorné pole průměru 42 cm, používané ke všem statickým a dynamickým planárním scintigrafiím)

➤ NUCLINE LFOV

- Denní testy: kontrola nastavení fotopíku pro $^{99\text{m}}\text{Tc}$ a příp. dalších používaných radionuklidů
 - Provádí: laborantky úseku ambulance
- Týdenní testy: kontrola homogenity plošným zdrojem, s event. kalibrací fotonásobičů
 - Provádí: laborantky úseku ambulance, kalibraci provádí fyzik
 - Kontroluje a vyhodnocuje: fyzik kliniky
 - Dokumentace: archivuje se obraz homogenity zorného pole
- 3 měsíční testy: kontrola homogenity a linearitu s $^{99\text{m}}\text{Tc}$, rekalicace
 - Provádí: servisní technik firmy G+G ve spolupráci s fyzikem kliniky
 - Dokumentace: servisní denník

Digitální kamera (detekční pole 18 × 18 cm, používaná především ke kardiologickým a thyreologickým vyšetřením)

➤ NUCLINE SFOV (TH)

- provádění testů shodné s NUCLINE LFOV

Kontrola homogenity scintilačních kamer se provádí dvěma způsoby:

Kamera s kolimátorem – snímání obrazu plošného homogenního zdroje ^{57}Co (cca 100 MBq).

Kamera bez kolimátoru – bodový zdroj $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (cca 10 MBq) ze vzdálenosti minimálně 150 cm.

5.1.3.9 Uložení dokumentace

Dokumentace o veškerých měřeních a kontrole kvality detekčních, spektrometrických a scintigrafických přístrojů je uložena v zásuvce přímo u příslušného přístroje v Technickém deníku. Tamtéž jsou uloženy i servisní smlouvy a protokoly o servisu.

5.1.3.10 Pravomoci a odpovědnost

Všechny pravomoci a odpovědnost za testování kvality přístrojů pro měření ionizujícího záření má fyzik (vedoucí technicko-fyzikálního úseku) a přednosta kliniky. [21][22]

6 Praktické příklady použití radionuklidových metod

6.1 Radionuklidová ventrikulografie

Radionuklidová ventrikulografie je neinvazivní vyšetřovací metoda, jejíž pomocí lze sledovat časově i prostorově pohyb značené krve v srdečních komorách během srdečního cyklu. Lze tak měřit hemodynamické funkční parametry srdečních komor a získat informace o regionální kinetice jejich stěny v klidu a při zátěži.

Jako radiofarmaka se používají erytrocyty značené ^{99m}Tc -pertechnetátem metodou in vivo nebo in vitro.

6.1.1 Provedení vyšetření

Data jsou snímána s EKG synchronizací (pacient má nalepené 3 elektrody), která umožňuje rozdělit srdeční cyklus na jednotlivé fáze, výsledkem je záznam 16 až 32 snímků během jednoho srdečního cyklu.

Klidové i zátěžové vyšetření provádíme v levé přední šikmé projekci (LAO, úhel může být větší nebo menší než 45°). Zaznamenává se zpravidla 400 – 600 srdečních cyklů, nebo je akvizice omezená časem (5 – 10 minut) nebo počtem přijatých impulzů (obvykle až 5 000 000). Pro klidové zobrazení se používají také přední (ANT) a levá boční projekce (L Lat).

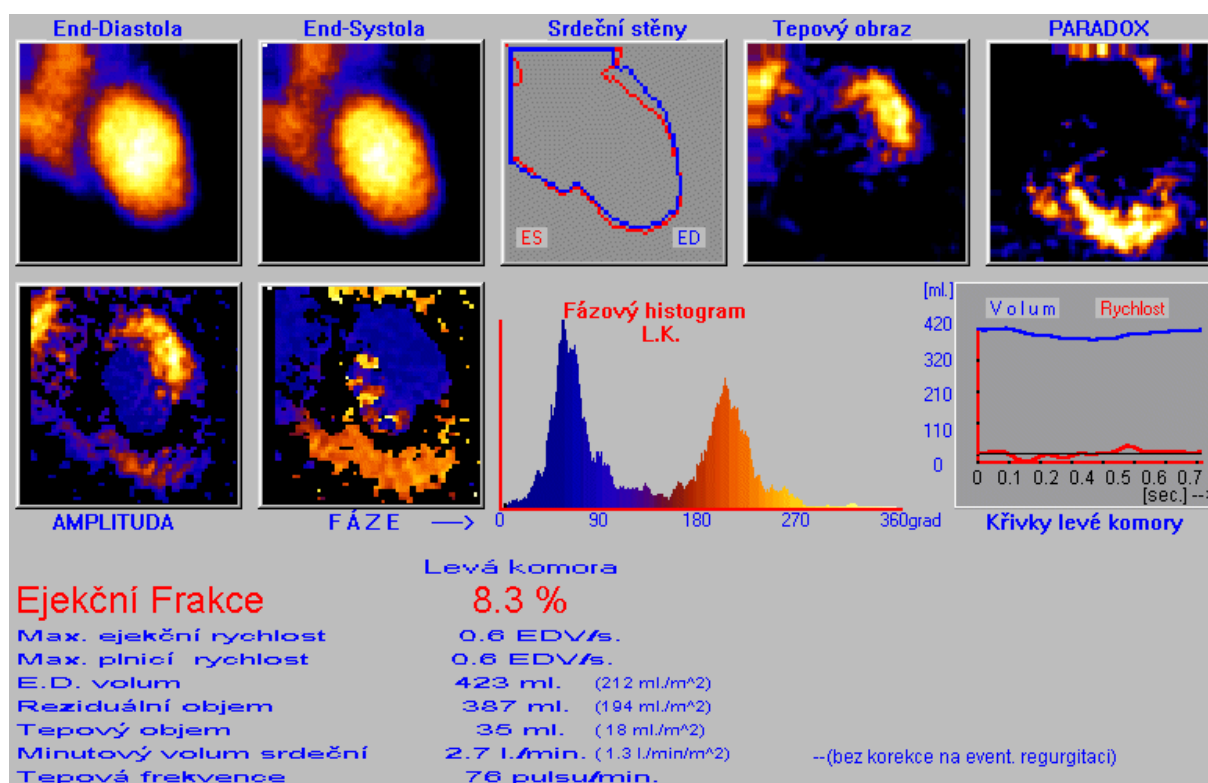
6.1.2 Hodnocení vyšetření

Vizuální hodnocení obrazů jednotlivých fází srdečního cyklu slouží k orientačnímu posouzení regionální hybnosti stěn srdečních komor.

Kvantitativní hodnocení dat získaných v projekci LAO umožňuje automatickou kvantifikaci globální a regionální funkce levé komory – ejekční frakce (EF), maximální ejekční a plnicí rychlost, analýza fázového a amplitudového obrazu apod. Hodnocení funkčních parametrů pravé komory je při tomto způsobu vyšetření nepřesné (dochází k překrývání pravé komory s pravou síní).

6.1.3 Indikace vyšetření

- zjišťování kardiotoxicity cytostatik při terapii maligních onemocnění
- kardiomyopatie
- zjišťování klidové a zátěžové funkce u pacientů se suspektní nebo známou ischemickou chorobou srdeční
- stratifikace rizika u pacientů po infarktu myokardu [2]



Obr. 6- 1 Matematická analýza a komplexní vyhodnocení radionuklidové ventrikulografie [19]

6.2 Bolusová radiokardiografie

Pomocí radionuklidové angiokardiografie vyšetřujeme dynamiku krevního průtoku centrální cirkulací, tj. srdečními dutinami, velkými cévy a plicemi.

Vyšetření spočívá v tom, že snímáme scintilační kamerou tranzit a ředění radioaktivního bolusu pravým srdcem, plicemi, levým srdcem a systémovou cirkulací. Při počítačovém zpracování se vytvářejí obrazy význačných fází průtoku bolusu a křivky časového tranzitu a diluce bolusu v srdečních komorách a plicích. Na scintigrafických obrazech můžeme vizuálně sledovat průtok radioaktivního bolusu jednotlivými částmi srdce a plicemi a rozpoznat tak případné závažnější abnormality v centrální cirkulaci a některé anatomické odchylky.

Matematickým zpracováním křivek průchodu a ředění bolusu v srdečních komorách a plicích získáme řadu kvantitativních parametrů centrální hemodynamiky, které umožňují detailnější posouzení a odhalení i subtilnějších patologických odchylek. Komparací křivek z pravého a levého srdce se získává hodnota kardiopulmonálního středního tranzitního času.

Matematickou analýzou křivky z plic (pulgogramu) můžeme kvantifikovat L-P zkraty. Analýzou příslušných křivek lze dále kvantifikovat P-L zkraty, počítat hodnoty ejekční frakce pravé komory, minutového volumu srdečního, kardiopulmonálního objemu krve, v kombinaci s radionuklidovou ventrikulografií též regurgitační frakce. [7]

6.3 Dynamická scintigrafie ledvin

Dynamická scintigrafie ledvin je vyšetření, které poskytuje obrazovou informaci o funkčním parenchymu ledvin a o navazujícím kalichopánvičkových systémech. Umožňuje kvantifikovat funkci ledvin nebo jejich částí a na základě sledování průchodu radiofarmaka močovými cestami hodnotit odtokové poměry.

Jako radiofarmaka se používá ^{99m}Tc -MAG3 nebo ^{99m}Tc -DTPA.

6.3.1 Provedení vyšetření

Scintigrafický záznam je zahajován v okamžiku in vivo podání radiofarmaka, většinou se nahrává do počítače scintilační kamery série desetičetných scintigramů při celkové době záznamu 30 minut. Takto zaznamenaná studie je následně zpracována pomocí speciálního vyhodnocovacího programu.

6.3.2 Hodnocení vyšetření

Základem hodnocení vyšetření je vizuální posouzení ledvin a močových cest nejdříve v perfúzní fázi, poté ve fázi, kdy je radiofarmakum především v parenchymu ledvin, a nakonec v období, kdy moč s radiofarmakem postupně odtéká močovými cestami.

Nejjednodušším způsobem k hodnocení dynamiky průběhu transportu radiofarmaka ledvinami a jejich kalichopánvičkovými systémy je vytvoření nefrografických křivek (tato křivka se skládá ze 3 fází: I. fáze je doba přítoku radiofarmaka do ledviny; II. fáze je „funkční“ fáze parenchymová, kdy dominuje proces koncentrace radiofarmaka a v parenchymu ledviny; III. fáze je fáze drenážní, která odpovídá období, kdy dominuje odtok radiofarmaka z kalichopánvičkového systému).

Tyto histogramy znázorňují časový průběh množství radiofarmaka vychyteného v ledvinách a poté odtékajícího jejich kalichopánvičkovými systémy. Porucha funkce ledviny se projevuje snížením strmosti II. fáze křivky. Výrazné ovlivnění III. fáze křivky může nastat u stavů spojených s těžkou alterací buněk ledvinových tubulů, které vedou k výraznému zpomalení transportu tubulárně vylučovaných radiofarmak ledvinným parenchymem nebo při zpomalení odtoku moči z kalichopánvičkového systému v důsledku obstrukce močových cest.

Komplexnějším způsobem hodnocení rychlosti transportu radiofarmaka ledvinami je dekonvoluční analýza četnostních křivek. Výsledkem této analýzy je křivka, která má profil, jaký by měla četnostní ledvinná křivka v případě, kdyby bylo možno radiofarmakum podat do cévního řečiště jednorázově a toto radiofarmakum by už do ledvin nepřitékalo znovu v důsledku systémové recirkulace. Pomocí této metody se stanovuje tranzitní čas potřebný pro průchod radiofarmaka ledvinným parenchymem a tranzitní čas potřebný pro průchod radiofarmaka celou ledvinou.

Základem scintigrafického stanovení poměru funkce ledvin je skutečnost, že nahromadění radiofarmaka v ledvinách v parenchymové fázi vyšetření je úměrné jejich funkci. Vlastní výpočet je nejčastěji založen na prostém změření poměru množství radiofarmaka vychyteného levou a pravou ledvinou ve 2. minutě vyšetření při scintigrafii ^{99m}Tc -MAG3 nebo ve 2. a 3. minutě při scintigrafii ^{99m}Tc -DTPA. Druhou variantou zhodnocení funkční zdatnosti ledvin je metoda, která jako parametr ledvinné funkce používá rychlost nárůstu aktivity radiofarmaka v ledvině v parenchymové fázi

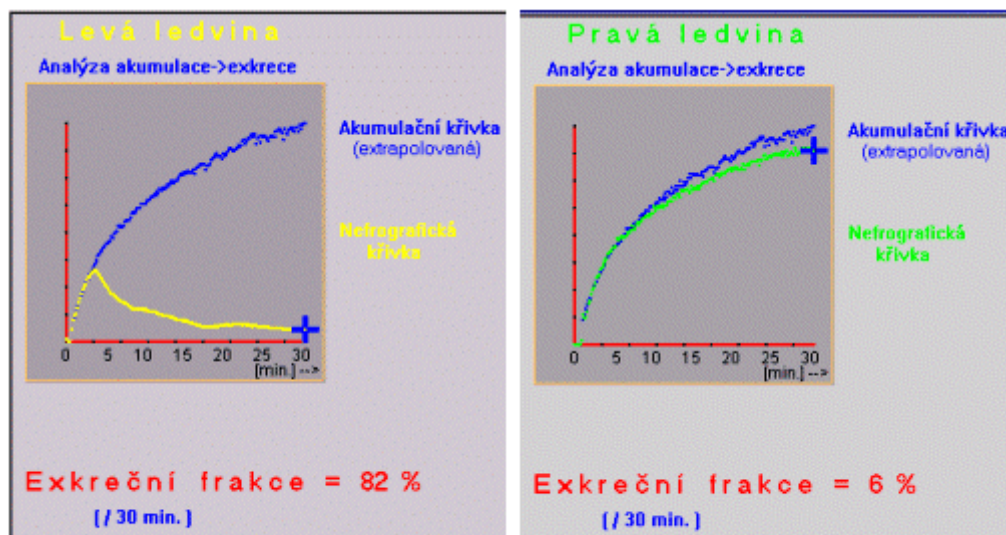
vyšetření. Velmi zjednodušeně lze za základ této metody označit srovnání strmosti vzestupné fáze nefrografické křivky levé a pravé ledviny při odečtení aktivity radiofarmaka v cévním řečišti.

Celkovou funkci obou ledvin lze stanovit při dynamické scintigrafie pomocí výše popsanych vzorkových metod nebo pomocí bezodběrových metod založených na externím měření scintilační kamerou. Mezi nejznámější bezodběrové metody patří stanovení GF dle Gase, při kterém se scintigraficky měří aktivita ^{99m}Tc -DTPA vychytaného ledvinami v období před začátkem odtoku radiofarmaka z kalichopánvičkového systému ledvin (ve 2. a 3. minutě vyšetření). Množství preparátu kumulovaného v ledvinách se pak vyjádří jako podíl z celkové aktivity radiofarmaka, která byla pacientovi podána. Vlastní výpočet je založen na přepočtu hodnoty takto stanoveného podílu na hodnotu GF pomocí speciální rovnice. Přitom platí, že čím větší část z podaného radiofarmaka je ve sledovaném časovém intervalu vychytána v ledvině, tím je funkce ledviny lepší. Analogický postup je používán i při scintigrafii ^{99m}Tc -MAG3, v tomto případě je však hodnocena akumulace radiofarmaka v ledvinách v 2. minutě vyšetření a výsledek podává informaci o efektivním průtoku plazmy ledvinami.

6.3.3 Indikace vyšetření

Typickou indikací k dynamické scintigrafie ledvin je situace, kdy je třeba zhodnotit průběh odtoku moči močovými cestami a současně získat údaje o funkci levé a pravé ledviny, případně jejich jednotlivých částí.

Speciálními modifikacemi dynamické scintigrafie jsou diuretická nefrografie, dynamická scintigrafie ledvin s podáním ACE inhibitoru při detekci renovaskulární hypertenze a scintigrafie transplantované ledviny. [2]



Normální ledvina

Porucha drenáže - obstrukce

Obr. 6- 2 Mezivýsledky analýzy drenáže ledvin [20]

6.4 Dynamická studie transplantované ledviny

Na rozdíl od ostatních typů dynamických scintigrafií ledvin je nutné, aby toto vyšetření spolehlivě posoudilo nejen funkci a drenáž ledviny, ale i její perfuzi, protože jen tak lze diagnostikovat stavy akutní tubulární nekrózy transplantované ledviny (ATN).

ATN nastává především v důsledku ischemizace ledviny v období od vynětí štěpu od dárce do okamžiku obnovení průtoku krve ledvinou při transplantaci. Pro ATN je charakteristický stav převahy poruchy funkční zdatnosti ledviny nad poruchou ledvinné perfuze.

6.4.1 Provedení vyšetření

Radiofarmakum se aplikuje in vivo ve formě bolu a během první minuty vyšetření je pomocí série jednovteřinových scintigramů sledován první průtok radiofarmaka ilickou artérií a ledvinou. V dalším průběhu vyšetření sledujeme už zvyklým způsobem vychytávání radiofarmaka v ledvinách a odtok moči do močového měchýře.

6.4.2 Hodnocení vyšetření

Výsledkem vyšetření je studie složená z fáze perfuzní a z části funkční a exkrekční. Perfuzní fázi přitom hodnotíme vizuálně a kvantitativně. Kvantitativní hodnocení vychází z četnostní křivky charakterizující první průtok radiofarmaka ledvinou a ilickou artérií.

6.4.3 Indikace vyšetření

- akutní tubulární nekróza, perfuze, rejekce
- Možnou indikací je též detekce trinomu (únik moči při dehiscenci anastomózy ureteru). Tento nález se projeví jako kolekce moči s radiofarmakum na pozdních scintigramech za 60 až 90 minut od podání radiofarmaka. [2]

6.5 Radionuklidová uroflowmetrie

Radionuklidová uroflowmetrie (UFM) slouží k neinvazivnímu vyšetření vyprazdňovací funkce močového měchýře a dynamiky průtoku mikce vývodnými močovými cestami. Získáme hodnoty maximálního a průměrného průtoku dolními močovými cestami, velikost rezidua v močovém měchýři a též přítomnost, lokalizaci a objem vesiko-ureterálního refluxu. Toto vyšetření se provádí jako nepřímá UFM po i.v. aplikaci nefrotropního radioindikátoru, nebo jako přímá UFM po aplikaci radioindikátoru katetrem přímo do měchýře.

6.5.1 Provedení vyšetření

U nepřímé UFM aplikujeme 1 až 2 hodiny před vyšetřením cca 100 MBq ^{99m}Tc -DTPA nebo MEG3. Dále nemocný vydatně pije, ale nesmí močit. Při přímé UFM se těsně před vyšetřením naplní močový měchýř pomocí katetru 50-100 MBq ^{99m}Tc ve fyziologickém roztoku až do pocitu tlaku. Vlastní vyšetření se pak v obou případech provádí stejně.

Detektor kamery opatřený příslušným kolimátorem je otočen tak, že jeho osa probíhá horizontálně. Vyšetřujeme vsedě na křesle se zabudovaným odvodným trychtýřem (ústícím do kalibrovaného válce), zády k detektoru.

Kameru nastavíme tak, aby močový měchýř byl v dolní části zorného pole. Jakmile je pacient připraven, spustíme střádání studie a po asi 10 sekundách vyzveme pacienta, aby začal močit. Po skončení mikce storujeme ještě asi 10-15 sekundách a studii ukončíme. Pomocí kalibrovaného odměrného válce změříme volum mikce a tuto hodnotu zapíšeme nebo vložíme do komentáře ke studii.

6.5.2 Hodnocení vyšetření

Program nejprve zobrazuje sérii sumačních snímků v průběhu mikce, spolu s hodnotami příslušných časových intervalů. Je zvolena kontrastní jasová a barevná modulace, aby lépe vynikl případný reflux. Tyto snímky jsou nabídnuty k předběžnému slovnímu hodnocení, a to buď implicitním standartním textem normálu nebo předvolenou patologickou formulací, popř. vložení volného textu. Sérii obrazů včetně textu můžeme v patologických případech vytisknout.

6.5.3 Indikace vyšetření

Hlavní indikací této metody je screening a monitorování efektu léčby vezikoureterálního refluxu. Komplexní informace o mikčním aktu získaná radioizotopovou uroflowmetrií je důležitým příspěvkem pro poznání etiologie dětské noční enurézy. [8]

6.6 Statická scintigrafie ledvin

Cílem tohoto vyšetření je co nejkvalitnější zobrazení funkčního parenchymu ledvinné kory. Nejvhodnějším radiofarmakem pro toto vyšetření je ^{99m}Tc -DMSA, který je vychytáván v buňkách proximálních ledvinných tubulů.

6.6.1 Provedení vyšetření

Vzhledem k tomu, že menší část radiofarmaka je vyloučena do moči a při poruše drenáže ledviny může přetrvávat delší dobu v kalichopánvičkových systémech ledvin a působit tak rušivě při hodnocení skenů, je doporučováno provádět statickou scintigrafie ledvin až za 2-3 hodiny od i.v. aplikace radiofarmaka. Při velmi těžké poruše drenáže je doporučováno doplnit vyšetření o scintigramy v ještě delším časovém odstupu.

6.6.2 Hodnocení vyšetření

Charakter vyšetření umožňuje zobrazit přechodné nebo trvalé ložiskové poškození funkce parenchymu ledvinné kůry. Navíc lze přitom stanovit zcela přesně poměr funkce obou ledvin. Na rozdíl od dynamické scintigrafie je možné při tomto vyšetření získat obrazy ledvin v zadní i v přední projekci a následným výpočtem eliminovat vliv odlišné hloubky uložení levé a pravé ledviny od povrchu zad. Korekce vlivu rozdílné atenuace záření při průchodu tkáněmi o různé tloušťce je založena na stanovení geometrických průměrů četnosti impulzů naměřených v oblasti levé i pravé

ledviny v přední a zadní projekci po korekci na četnost pozadí. Poměr těchto geometrických průměrů je žadáným poměrem funkční zdatnosti ledvin.

Při hodnocení morfologie ledvin nyní dominuje monografie, která má lepší rozlišovací schopnost než scintigrafie, ale při řešení otázek spojených se zobrazením a hodnocením funkční zdatnosti ledvinné tkáně si i nadále udržuje statická scintigrafie ledvin své místo.

6.6.3 Indikace vyšetření

- přesné stanovení poměru funkce ledvin
- detekce funkčních defektů za účelem potvrzení nejednoznačné diagnózy akutní pyelonefritidy
- potvrzení funkce nebo chybění jedné z ledvin
- ověření tvarových anomálií [2]

6.7 Dynamická studie perfuze mozku

Perfuzí mozku je závislá na stavu cévního řečiště, který by měl umožnit dostatečný přítok krve. Druhým důležitým faktorem ovlivňující prokrvení mozkové tkáně je její funkční aktivita.

K zobrazení perfuze mozku se využívá SPECT vyšetření po předchozím podáním radiofarmak ^{99m}Tc -HMPAO a ^{99m}Tc -ECD.

Indikacemi perfuzní scintigrafie jsou cerebrovaskulární onemocnění, mozková smrt, diferenciální diagnostika demencí a detekce epileptického ložiska. [2]

6.8 Kvantitativní scintigrafie štítné žlázy

Vyšetření slouží ke kvalitativnímu i kvantitativnímu hodnocení scintigrafické studie štítné žlázy pomocí ^{99m}Tc , a to jak nativní, tak po supresi nebo stimulaci. Počítá se globální akumulace radioindikátoru v celé štítné žláze i regionální akumulace ve vymezených strukturách.

6.8.1 Provedení vyšetření

Scintilační kameru opatříme kolimátorem s vysokým rozlišením. Do stříkačky si připravíme cca 100 MBq ^{99m}Tc pertechnetátu. Tuto radioaktivitu před aplikací zasuneme do otvoru válcového absorbčního fantomu krku a umístíme doprostřed zorného pole kamery. S okénkem na fotopíku ^{99m}Tc změříme aktivitu k aplikaci. Vlastní scintigrafie štítné žlázy se provádí cca 15-20 minut po aplikaci.

6.8.2 Hodnocení vyšetření

Na displeji se zobrazí scintigrafický obraz z první zvolené studie a dotaz o aplikované aktivitě a časovém intervalu mezi aplikací a scintigrafií. Po vložení těchto hodnot se provede korekce na radioaktivní rozpad.

Podle pokynu na obrazovce pak vyznačíme oblast celé štítné žlázy. Program provede translaci obrazu tak, aby těžiště vyznačená oblast štítné žlázy byla přesně uprostřed obrazu. Kolem této základní oblasti program vymezení koncentrickou vnější křivku pro interpolaci pozadí. Tuto křivku pozadí lze v případě potřeby modifikovat. Dbáme na to, aby křivka procházela místy, v nichž je aktivita reprezentativní pro pozadí oblasti štítné žlázy, a vyhýbala se nestandardním strukturám. Po

odsouhlasení křivky pozadí následuje vlastní interpolační subtrakce nehomogenního pozadí. Pro každý bod uvnitř oblasti štítné žlázy se hodnota pozadí počítá jako vážený průměr hodnot aktivity všech bodů křivky pozadí, přičemž váha každého tohoto bodu je nepřímo úměrná jeho vzdálenosti od daného bodu uvnitř štítné žlázy. Tímto způsobem je zajištěna maximální možná objektivita subtrakce nehomogenního pozadí v oblasti štítné žlázy.

Nyní již následuje kvantitativní hodnocení akumulace radioaktivity ve štítné žláze. Nejprve se objeví oblast celé štítné žlázy. Tuto oblast můžeme podle potřeby modifikovat. Dále můžeme postupně vykreslovat libovolné zájmové oblasti (např. jednotlivé laloky, oblast adenomu, paranodulární tkáň apod.), vkládáme jejich názvy a program pro ně počítá velikost a hodnoty regionální akumulace jak absolutně (v % aplikované aktivity), tak relativně v procentech akumulace celé štítné žlázy.

6.8.3 Indikace vyšetření

- určení velikosti, tvaru, polohy a akumulační schopnosti štítné žlázy
- podezření na hypertyreózu, karcinom štítné žlázy [9]

6.9 Dynamická scintigrafie jater

Dynamická scintigrafie jater (cholescintigrafie) slouží ke kvalitativnímu a kvantitativnímu hodnocení funkční schopnosti jater a kinetiky žlučových cest.

6.9.1 Provedení vyšetření

Vyšetření provádíme vleže, přičemž detektor scintilační kamery opatřený odpovídajícím kolimátorem je nasměrován na břišní dutinu pacienta. Do stříkačky připravíme příslušný radioindikátor ^{99m}Tc -HIDA nebo EHIDA o aktivitě cca 100 MBq.

Pokud je po zhruba 30.minutě na obrazovce patrná retence (zadržení) radioindikátoru ve žlučníku, doporučuje se podat cholekinetický podnět (nejlépe cholecystokinin, pokud není k dispozici, použije se např. čokoláda) a ve střádání studie pokračovat pokud možno až do 90.minuty, abychom pak při vyhodnocování mohli posoudit odezvu žlučníku na cholekinetický podnět

6.9.2 Hodnocení vyšetření

Nejprve se na obrazovce vytvoří série vhodně nasumovaných snímků (spolu s hodnotami příslušných časových intervalů), zachycujících distribuci a průběh hromadění radioindikátoru v játrech a jeho vylučování žlučovými cestami.

Pokud byla nahrána rychlá série snímků zachycující perfuzní fázi, lze (fakultativně) analyzovat perfuzi jater. Zobrazí se počáteční (tj. perfuzní) fáze křivky jater a je možno nastavit měřítko zobrazení ve vodorovném směru (expanze-komprese) pro optimální prezentaci dynamiky perfuze. Na perfuzních křivkách celých jater a parenchymu se pak automaticky (s možností ruční korekce) vyznačují body příchodu radioindikátoru, vrchol prvního průtoku bolusu a "dolina" plata oddělujícího perfuzní a parenchymatozní fázi jaterní křivky.

Křivka časového průběhu koncentrace radioindikátoru v krevním řečišti má typický tvar podobný jako při dynamické scintigrafii ledvin: Vzápětí po aplikaci téměř skokově dosáhne maximální hodnoty, pak křivka poměrně rychle klesá především díky distribuci radioindikátoru do extracelulárního prostoru.

Hepatální extrakční frakce udává, jaká část radioindikátoru se při jednom průchodu cévním řečištěm jaterního parenchymu vychytává (příp. zbylá nevychytaná část prochází a recirkuluje v krevním oběhu). Hepatální extrakční frakce tedy kvantifikuje funkční schopnost jaterního parenchymu. Vyjadřuje se obvykle v procentech, normální hodnoty jsou blízké 100% (90-100%), u těžkých poškození jater mohou být sníženy až na 10%.

V dobře fungujícím jaterním parenchymu se prakticky 100% radioindikátoru HIDA již při jeho prvním průtoku jaterním cévním řečištěm vychytává a metabolizuje v jaterních buňkách (hepatocytech) a transportuje se žlučovými cestami. U jaterních poškození se toto vychytávání zpomaluje a radioindikátor recirkuluje v krevním oběhu delší dobu.

6.9.3 Indikace vyšetření

- vyšetření funkce hepatocytů
- akutní cholecistitida
- anomálie žlučových cest
- možno provést i při vysoké hladině bilirubinu [10]

6.10 Statická scintigrafie plic

Vyšetření plicní perfuze a plicní ventilace patří mezi nejčastější druhy scintigrafické diagnostiky v nukleární medicíně. Vedle vizuálního hodnocení případných defektů distribuce radioindikátoru na perfuzních a ventilačních obrazech plic může být pro posouzení závažnosti plicní poruchy užitečná kvantifikace relativní perfuze či ventilace v pravé a levé plic, popř. i regionální distribuce funkce v různých plicních polích. Statická scintigrafie plic se provádí ve dvou variantách:

- Perfuzní scintigrafie pro diagnostiku prokrvení jednotlivých částí plic.
- Ventilační scintigrafie mapující provzdušnění jednotlivých částí plic při dýchání.

Pro komplexnější posouzení stavu plic je užitečné provést (následně či simultánně) perfuzní i ventilační scintigrafii.

6.10.1 Provedení vyšetření

Scintigrafické vyšetření perfuze plic provádíme po i.v. aplikaci ^{99m}Tc -makroagregátů (lidský albumin, např. přípravek Macro-albumon). Scintigrafické vyšetření ventilace plic se provádí dvojím způsobem:

- Vdechování radioaktivního aerosolu

Před scintigrafickým vyšetřením plicní ventilace pacient dýchá přibližně 10 min. aerosol ^{99m}Tc -DTPA, jehož částičky se zachycují v alveolách. Pak střídáme pod kamerou statické obrazy plic v jednotlivých projekcích.

- Vdechování radioaktivního plynu

Ventilační scintigrafie plic se též provádí při vdechování radioaktivního inertního plynu - kryptonu ^{85}Kr nebo xenonu ^{133}Xe , pokud je k dispozici příslušná dýchací aparatura.

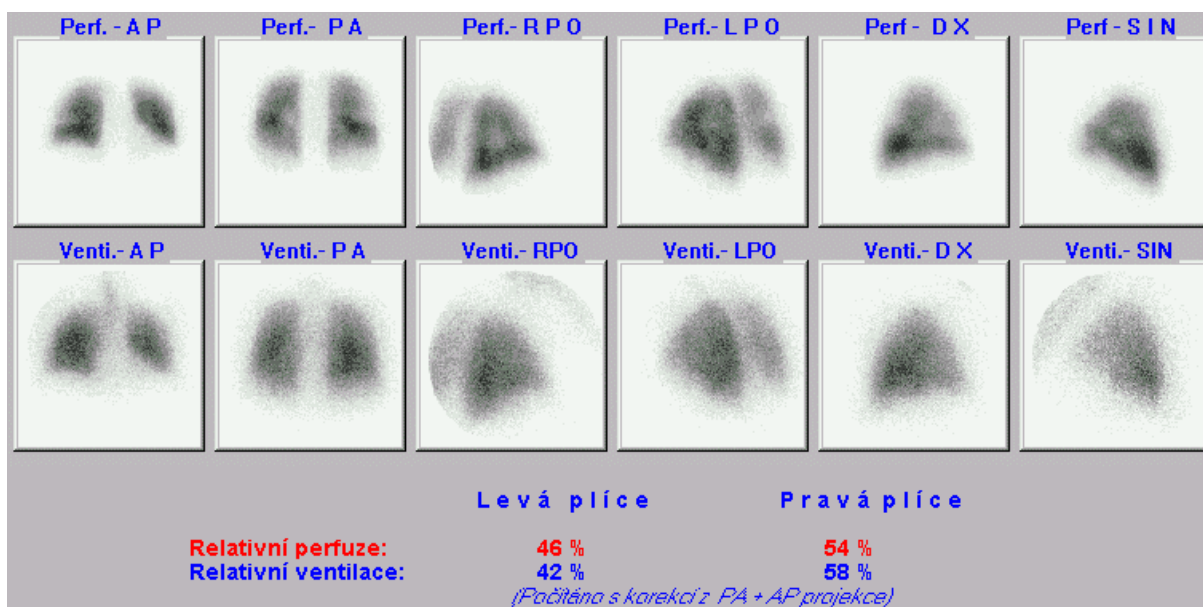
6.10.2 Hodnocení vyšetření

Nejprve vyvoláme požadovanou scintigrafickou studii. Chceme-li simultánně vyhodnocovat perfuzní i ventilační studie, které byly střádány odděleně, zvolíme nejprve perfuzní studii a pak k ní připojíme ventilační studii.

Pokud chceme kvantifikovat relativní perfuzi či ventilaci, nejprve se zobrazí plíce v zadní projekci s označením levé a pravé plíce. Podle pokynů vyznačíme zájmové oblasti. Po ukončení značení se provede vlastní výpočet relativní perfuze či ventilace.

6.10.3 Indikace vyšetření

- podezření na plicní embolizaci
- podezření na karcinom plic [12]



Obr. 6- 3 Počítačové vyhodnocení multistatické scintigrafie kombinované plicní perfuze a ventilace [12]

6.11 Dynamická scintigrafie plic

Dynamická scintigrafie plicní ventilace je komplexní vyšetření umožňující podrobně a regionálně kvantifikovat řadu parametrů dýchací funkce plic - celkové plicní kapacity, reziduálního objemu, výměnnou frakci vzduchu v alveolách (na jednotku plicního objemu) a výměnného objemu vzduchu.

6.11.1 Provedení vyšetření

Dynamické scintigrafické vyšetření plicní ventilace se provádí za pomoci speciální spirometrické dýchací aparatury umožňující dýchat v uzavřeném okruhu směs vzduchu a

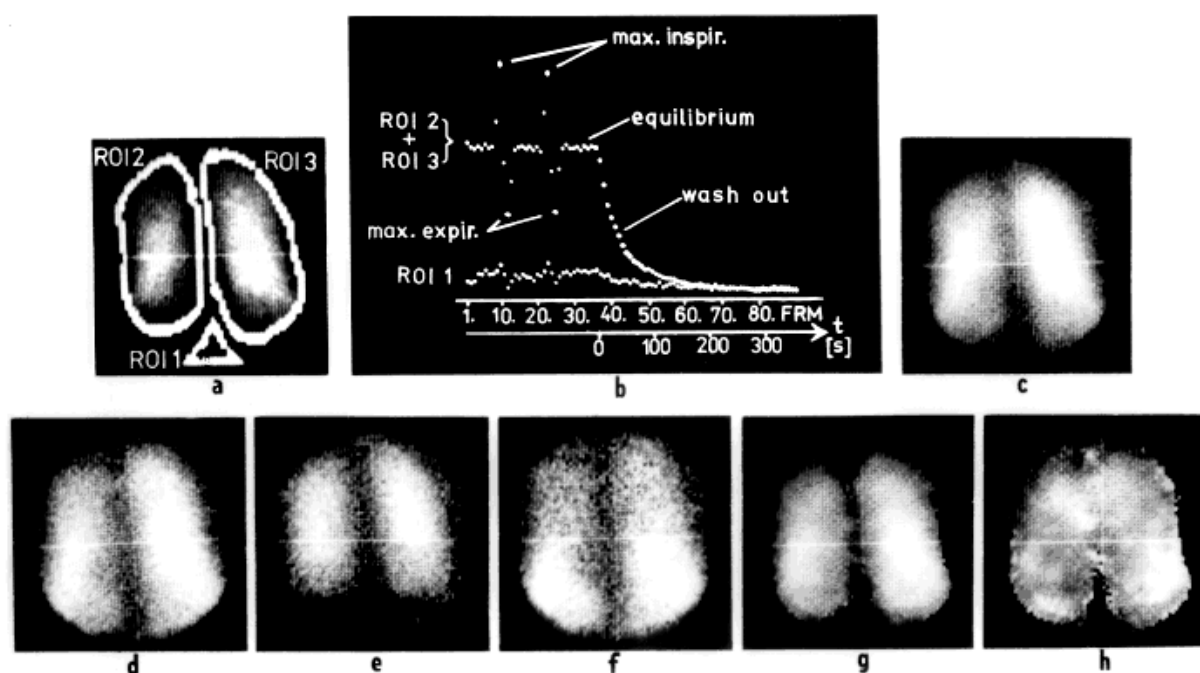
radioaktivního plynu xenonu ^{133}Xe . Pacient, sedící zády opřen o detektor kamery, dýchá několik minut nejprve v uzavřeném okruhu směs vzduchu a ^{133}Xe tak, aby se ustavila rovnovážná koncentrace radioaktivního plynu mezi plicními komůrkami a pracovním prostorem dýchací aparatury; to trvá zhruba 3 minuty. Kamera se nastaví tak, aby obě plíce byly v zorném poli a spustí se dynamická akvizice - snímková frekvence přibližně 5sec./snímek. Pacient pak několikrát provede maximální nádech a výdech se zadržením dechu, přičemž se na dýchací aparatuře odečtou příslušné rozdíly objemů. Tento spirometricky změřený rozdíl objemů mezi maximálním nádechem a výdechem bude při vyhodnocování použit pro kvantitativní kalibraci scintigrafických dat. Potom se otevře příslušný ventil a pacient dýchá normálně vzduch bez radioxenonu, čímž se radioaktivní ^{133}Xe postupně vydechuje z plic. Rychlost mizení ^{133}Xe z plic, tzv. wash-out, je jedním z důležitých měřítek výkonnosti tohoto orgánu - plicní ventilace. Sběrání dynamické scintigrafie se ukončí tehdy, když v plicích již nezůstane prakticky žádný ^{133}Xe . Je to zpravidla po 5-8 minutách od začátku wash-outu.

6.11.2 Hodnocení vyšetření

Při počítačovém vyhodnocování takto získané dynamické studie se nejprve na sumačním obrazu ekvilibria vyznačí zájmové oblasti levé plíce, pravé plíce a tkáňového pozadí. Z těchto oblastí se vytvoří křivky časového průběhu radioaktivity ^{133}Xe během vyšetření. Křivka z plic má typický tvar: na začátku je ekvilibrium, na němž jsou patrné zvýšené body odpovídající maximálnímu nádechu a snížené body odpovídající maximálnímu výdechu; dále následuje fáze vydechování ^{133}Xe z plic (wash-out), při níž aktivita v plicích postupně klesá až na úroveň tělového pozadí. Na této křivce se pak definují (automaticky s možností ručního zásahu) body a úseky odpovídající maximálnímu nádechu a výdechu, ekvilibriu a úsek wash-outu. Sumací snímků odpovídajících těmto dynamicky význačným bodům a úsekům vznikají výsledné scintigrafické obrazy charakteristických stádií vyšetření a další analýzou se konstruují parametrické obrazy a počítají hodnoty kvantitativních parametrů.

Obrazy odpovídající význačným bodům a úsekům definovaným na křivce časového průběhu radioaktivity ^{133}Xe v plicích se sumují, čímž vznikají obrazy plic ve fázi maximálního nádechu, maximálního výdechu, ekvilibria a wash-outu.

Dále zadáme změřenou hodnotu rozdílu objemů mezi maximálním nádechem a výdechem (v mililitrech). Na základě této hodnoty a rozdílu nastřádaného počtu impulsů v příslušných obrazech plic v maximálním výdechu a nádechu se vypočítá kalibrační faktor mezi nastřádaným počtem impulsů a objemem vzduchu ("značeného" ^{133}Xe) v mililitrech. [13]



Obr. 6- 4 Matematická analýza dynamické scintigrafie plicní ventilace [13]

6.12 Statická scintigrafie skeletu

Statická scintigrafie skeletu používá osteotropní radioindikátor ^{99m}Tc -MDP (metylendifosfonát), který se vychytává v kostních lézích se zvýšenou osteoblastickou aktivitou, např. metastázách, frakturách, ložiscích osteomyelitidy.

6.12.1 Provedení vyšetření

Scintigrafické vyšetření provádíme za 2 až 4 hodiny po intravenózním podání ^{99m}Tc -MDP (metylendifosfonát).

6.12.2 Hodnocení vyšetření

Na displeji se zobrazí nastřádané obrazy jednotlivých projekcí (zobrazí se jen tolik projekcí, kolik snímků bylo nastřádáno). Máme-li zobrazeny obrazy s odpovídajícím přiřazením projekcí, nastupuje vizuální hodnocení.

6.12.3 Indikace vyšetření

- zjišťování přítomnosti kostních metastáz a sledování průběhu jejich terapie
- detekce fraktur, zánětů, metabolických chorob a osteonekrozy [16]

6.13 Dynamická scintigrafie skeletu

Dynamická (3-fázová) scintigrafie skeletu slouží k vyšetření perfuze a metabolismu vybraných částí skeletu, především kostních lézí (ať již se jedná o léze zánětlivé, nádorové, metabolické, úrazové

apod.) . Používá se vhodný osteotropní radioindikátor, který se váže na hydroxyapatitovou mřížku a tudíž se vychytává v kostních lézích se zvýšenou osteoblastickou aktivitou, např. metastázách, frakturách, ložiscích osteomyelitidy. Nyní je nejčastěji používán ^{99m}Tc -MDP (metylendifosfonát).

6.13.1 Provedení vyšetření

Pacienta uložíme pod kameru tak, aby vyšetřované kostní struktury byly v zorném poli. Intravenózní aplikaci radioindikátoru do žíly horní končetiny provedeme dostatečně rychle, aby byla dobře vyjádřená fáze prvního průtoku. Radioindikátor prochází krevním řečištěm, včetně vyšetřovaných struktur v zorném poli kamery. Současně s aplikací spustíme střádání dynamické studie, která zachycuje perfuzní fázi (1.fáze) a fázi průtoku radioindikátoru kapilárními cévami včetně příp. průniku do extravaskulárního prostoru (2.fáze). Statická scintigrafie, zachycující vlastní akumulaci radioindikátoru v kostní tkáni (3.fáze), pak následuje za 2 až 4 hodiny.

6.13.2 Hodnocení vyšetření

Nejprve se na obrazovce vytvoří série vhodně nasumovaných snímků (spolu s hodnotami příslušných časových intervalů), zachycujících průchod a hromadění radioindikátoru ve vyšetřované části skeletu během dynamické fáze. Poté se zobrazí pozdnější statické scintigramy skeletu (pokud byly snímány), zachycující akumulaci radioindikátoru v kostní tkáni.

Pro kvantifikaci relativní perfuze a dynamiky akumulace radioindikátoru v kostních lézích je třeba vyznačit příslušné zájmové oblasti. Na snímcích vyznačíme záhy po aplikaci vhodnou část krevního řečiště zásobujícího vyšetřovanou část skeletu. Další zájmové oblasti (max. 4) pak již budou lokalizovány do míst vyšetřovaných lézí. Z vyznačených zájmových oblastí pak program vytvoří křivky časového průběhu distribuce radioindikátoru.

Pokud proběhla v pořádku rychlá grupa snímků zachycující perfuzní fázi, lze analyzovat relativní perfuzi lézí (fakultativně – má význam jen v případě dobře vyjádřené fáze prvního průtoku). Zobrazí se počáteční (tj. perfuzní) fáze dvojice křivek obou lézí. Na perfuzních křivkách obou lézí se pak automaticky (s možností ruční korekce) vyznačují body příchodu radioindikátoru a vrchol perfuzního průtoku radioindikátoru. Spolu s časovými parametry se počítá index relativní perfuze, který na základě podílu integrálů (ploch) vzestupných částí perfuzních křivek obou lézí počítá relativní prokrvení každé z lézí.

Pro posouzení charakteru lézí (hyperemie, zánětlivý proces) a pro interpretaci osteoblastické aktivity kostní tkáně může být užitečná analýza dynamiky akumulace radioindikátoru v lézích ve vaskulární fázi. Na každé z křivek se automaticky vymezuje vzestupný úsek (následující po perfuzní fázi). Tímto vzestupným úsekem se prokládá lineární regresní funkce (zobrazí se graf fitace) a kvantifikuje se strmost (gradient) nárůstu radioaktivity.

6.13.3 Indikace vyšetření

- odlišení zánětlivých lézí měkkých tkání od kostních abnormit (např. osteomyelitida, záněty a degenerativní změny kloubů)
- posouzení stavu endoprotézy [17]

6.14 Radionuklidová splenoportografie

Dynamická radionuklidová splenoportografie slouží k vyšetření krevního průtoku portálním řečištěm a zjišťování příp. portosystémových zkratů.

Po intrasplenické aplikaci prochází radioindikátor rychle přes slezinnou žílu a vena portae do jater a odtud jaterními žilami do dolní duté žíly a do srdce. Tento průtok zachycuje pomocí scintilační kamery radionuklidová splenoportografie.

6.14.1 Provedení vyšetření

Pacienta uložíme na záda pod kameru tak, aby vyšetřované struktury byly v zorném poli – slezina v pravém dolním okraji zorného pole, játra v levé dolní části obrazu a oblast srdce a plic v horní části. Pro přesné stanovení místa vpichu je výhodné v oblasti mezižebří označit na kůži obrysy sleziny a křížkem střed sleziny v maximálním výdechu pacienta pod kamerou při předcházející statické scintigrafii sleziny. V místě tohoto křížku pak při vlastní splenoportografii aplikujeme radioindikátor opět v maximálním výdechu pacienta.

Intrasplenickou aplikaci radioindikátoru ^{99m}Tc -pertechnetátu v malém objemu provedeme tenklou jehlou a dostatečně rychle, aby byla dobře vyjádřená fáze prvního průtoku. Současně spustíme střádání dynamické studie, která zachycuje průtok radioindikátoru portálním a systémovým řečištěm.

6.14.2 Hodnocení vyšetření

Nejprve se na obrazovce vytvoří série vhodně nasumovaných snímků (spolu s hodnotami příslušných časových intervalů), zachycujících jednotlivé fáze průchodu radioindikátoru.

Za normálních okolností po aplikaci radioindikátor rychle prochází do jater, tam se průtok patřičně zpomalí v kapilárním řečišti, načež jaterními žilami a dolní dutou žílou odtéká do srdce a plic, následně pak do systémového oběhu. Za přítomnosti zkratů (spojek) portálního a systémového řečiště prochází část radioindikátoru mimo játra a dostává se do srdce předčasně.

Vhodným doplněním a zpřesněním vizuálního hodnocení průtoku radioindikátoru může být kvantifikace dynamiky průtoku pomocí matematické analýzy křivek z vyznačených zájmových oblastí. Analýza křivek kromě kvantifikace dynamiky průtoku slouží též ke konstrukci obrazů význačných fází průtoku radioindikátoru.

6.14.3 Indikace vyšetření

- vyšetření průchodnosti portálního systému
- zjišťování přítomnosti portosystémových zkratů a ověření míry zachování hepatální portální cirkulace [11]

6.15 Radionuklidová scintimamografie

Statická scintigrafie prsů (scintimamografie) slouží k diagnostice nádorových procesů v oblasti prsů a axilárních uzlin.

6.15.1 Provedení vyšetření

Scintigrafické vyšetření provádíme po i.v. aplikaci 700 MBq ^{99m}Tc -MIBI.

6.15.2 Hodnocení vyšetření

Na displeji se zobrazí nastrádané obrazy a popíší se názvy projekcí v implicitním pořadí. Máme-li zobrazeny obrazy s odpovídajícím přiřazením projekcí, nastupuje vizuální hodnocení.

6.15.3 Indikace vyšetření

- určení benigních a maligních prsních lézí
- odlišení recidivy Ca prsu od změn ve tkáni po chirurgické nebo radiační terapii [14]

6.16 Radionuklidová cisternografie

Mozkomíšni mok se vytváří v chorioidálních plexech postranních komor a následně odtéká z postranních komor do III. a následně IV. komory, ze které dále pokračuje v toku do cisterny magna a bazálních cisteren. Z cisteren vede tok moku do prostorů míchy a mozku.

6.16.1 Provedení vyšetření

Při radionuklidové cisternografii je sterilní ^{111}In -DTPA podána lumbální punkcí do subarachnoideálního prostoru. Následně radiofarmakum difunduje subarachnoideálním prostorem míchy a za normálních okolností dosáhne za 1 hodinu od aplikace úrovně bazálních cisteren, za 2-6 hodin frontálních laloků, za 12 hodin konvexit mozkových a za 24 sagitálních sinů. Vzhledem k tomu, že mozkomíšni mok se vytváří v postranních komorách a odtud teče do oblasti bazálních cisteren, je zřejmé, že za normálních okolností nemůže dojít k průniku radiofarmaka do postranních komor.

6.16.2 Hodnocení vyšetření

Z výše uvedeného vyplývá i způsob vyšetření: tok radiofarmaka je sledován sérií statických scintigramů v zadní, přední a bočních projekcích v průběhu 24 až 48 hodin od aplikace radiofarmaka.

6.16.3 Indikace vyšetření

Vyšetření slouží k diagnostice likvorey, případně k ověření průchodnosti shuntu (operačně vytvořený zkrat mezi tepnou a žílou) odvádějícího likvid, který byl založen k terapii obstrukčního hydrocefalu. [2]

6.17 Radionuklidová flebografie

Radionuklidová flebografie (venografie) je multistatická scintigrafie sloužící k posouzení průchodnosti hlubokého a povrchového žilního systému především dolních končetin.

K vyšetření se používá nejčastěji ^{99m}Tc -MAA (makroagregáty) – toto radiofarmakom je vychytáváno v plicích a nedochází tedy k jeho recirkulaci v krevním oběhu, sledovaná oblast

končetiny je tedy trvale bez rušivého vlivu aktivity radiofarmaka v tělovém pozadí. Pravidelnou součástí venografie v tomto způsobu vyšetření je i scintigrafie plic, která hodnotí přítomnost perfuzních defektů, které často provázejí trombózu v hlubokém žilním řečišti.

Při tomto vyšetření je aplikováno radiofarmakon na periferii končetiny a scintigraficky je sledován jeho odtok venózním řečištěm z místa aplikace. Úvodní fáze vyšetření se provádí se založenými škrtidly, které brání odtoku venózní krve povrchním žilním řečištěm. Hodnotí se průchodnost hlubokého žilního systému a případná insuficience perforátorů na bérce (průnik radiofarmaka z hlubokého do povrchního žilního řečiště při založených škrtidlech). Citlivost metody se sice obdobně jako u Dopplerovy sonografie snižuje v distálních partiích bérců, avšak při nejasném sonografickém nálezů lze tuto metodu použít s cílem objasnit stav průchodnosti žilního řečiště. [2]

6.18 Dynamická scintigrafie jícnu a žaludku

Dynamická scintigrafie jícnu a žaludku slouží ke kvalitativnímu a kvantitativnímu posouzení průchodnosti a motility jícnu při polykacím aktu, diagnostice gastro-ezofageálního refluxu a k posouzení motility a evakuační rychlosti žaludku.

6.18.1 Provedení vyšetření

Vyšetření provádíme většinou vleže v přední projekci. Detektor scintilační kamery je zaměřen tak, aby oblast žaludku byla v dolní třetině zorného pole a horní část jícnu těsně pod horním okrajem zorného pole. Jako radioindikátor se používá cca 50 MBq ⁹⁹mTc-koloidu smíchaného s vhodným nápojem o objemu cca 10 ml. Ihned po spuštění dynamické scintigrafie pacient vypije pod kamerou tento radioindikátor a okamžitě jej zapije asi 100-200 ml neaktivního nápoje za účelem vypláchnutí radioindikátoru z úst a jícnu.

Pokud nám jde pouze o vyšetření pasáže jícnem při polykacím aktu, stačí střídat jen první rychlou grupu. Celou dynamickou studii podle výše uvedené předvolby (přibližně 30 minut) střídáme tehdy, když stanovujeme i evakuaci žaludku nebo provádíme kompresní manipulace pro detekci refluxu. Pro posouzení aktivního refluxu při kompresi žaludku můžeme akvizici druhé grupy ukončit za přibližně 2 minuty po poslední kompresní manipulaci. Pokud vyšetřujeme pouze evakuaci žaludku, použijeme zpravidla tuhou stravu, polykací akt nevyšetřujeme a střídáme jen druhou (pomalejší) grupu, kterou prodloužíme na 60 minut.

6.18.2 Hodnocení vyšetření

Nejprve se na obrazovce vytvoří série vhodně nasumovaných snímků (spolu s hodnotami příslušných časových intervalů) zachycujících průchod radioindikátoru jícnem, dále distribuci a hromadění radioindikátoru v žaludku a posléze jeho postupnou evakuaci do intestinálního traktu. Na základě těchto snímků lze provést předběžné vizuální posouzení. Za normálních okolností je polknuté sousto za pomoci peristaltiky jícnu rychle transportováno do žaludku, takže průchod radioindikátoru jícnem musí být dostatečně rychlý a plynulý, bez dočasných nebo trvalejších retencí.

Při různých patologických stavech jako je achalázie, poruchy průchodnosti (zúžením průsvitu jícnu - nádorem, zevním útlakem jícnu apod.) nebo porucha inervace jícnu, dochází ke zpomalení pasáže jícnem. Na scintigrafických obrazech pak vidíme zpomalený nebo nerovnoměrný průchod

jícнем, který může být doprovázen retencemi radioindikátoru v některých částech jícnu. Na scintigrafických obrazech jsou však patrné jen výraznější abnormality. Podrobnější a citlivější analýza pasáže jícнем je v dalším průběhu prováděna na křivkách z jednotlivých částí jícnu a na speciálních matematických konstrukcích.

Častou patologií je gastroezofageální reflux, kdy vlivem insuficience dolního svěrače jícnu dochází k návratu části žaludečního obsahu do jícnu, tj. k nenormálně orientovanému pohybu proti fyziologickému směru pasáže potravy. Na příslušných scintigrafických snímcích se takto vzniklá regurgitace projevuje jako přítomnost radioaktivního depositu především v oblasti dolní třetiny jícnu (reflux může zasahovat i do vyšších etáží jícnu – podrobnější a citlivější analýza přítomnosti a lokalizace refluxu je v dalším průběhu programu prováděna na křivkách z jednotlivých částí jícnu). Reflux může nastávat buď pasivně (samovolně, za nativních podmínek) nebo může být vyvolán zvýšeným tlakem v žaludku. Pak se jedná o aktivní reflux.

Pokud byla nahrána rychlá grupa snímků zachycující polykací fázi, lze analyzovat pasáž radioindikátoru jícнем. Zobrazí se křivky průchodu radioindikátoru horní, střední a dolní částí jícnu. Při fyziologickém průběhu polykacího aktu jsou jednotlivé křivky jednovrcholové a bez nepravidelností, maxima jednotlivých křivek je dosahováno postupně nad příslušnými etážemi (nejdříve v horní, pak střední a nakonec dolní etáži) v časovém rozsahu přibližně 2-8 sekund.

Po průchodu jícнем je radioindikátor deponován v žaludku, odkud spolu s ostatním žaludečním obsahem postupně odchází přes duodenum do intestinálního traktu. Křivka z oblasti žaludku v čase, kde končí průchod jícнем, prudce stoupne, určitou dobu si udržuje maximální hodnotu a potom pomalu klesá v důsledku evakuace žaludku. Rychlost tohoto poklesu udává rychlost evakuace žaludku. Na křivce žaludku se automaticky vymezuje bod maxima a počáteční a koncový bod úseku poklesu pro kvantifikaci evakuace. Tímto úsekem se metodou nejmenších čtverců proloží exponenciální funkce a vykreslí se graf fitace. Počítá se čas maxima a poločas evakuace radioindikátoru z žaludku.

Pod transportní funkcí zde rozumíme křivku trajektorie polykaného radioindikátoru pohybujícího se v zorném poli kamery, kde na vodorovné ose je čas a na svislé ose je vzdálenost těžiště okamžité distribuce radioindikátoru v tomto čase od středu žaludku. Transportní funkce je tedy vyjádřena jako graf vzdálenosti okamžité polohy sousta od žaludku během průchodu jícнем při polykacím aktu. Za fyziologických okolností transportní funkce z počáteční hodnoty maxima (v okamžiku příchodu radioindikátoru do horní části jícnu nejvzdálenější od žaludku) během pasáže jícнем rychle a plynule klesá k nule a za přibližně 15 – 20 sekund dosáhne prakticky veškerý radioindikátor žaludku. Při zpomalené pasáži jícнем (např. v důsledku striktury jícnu, poruchy motility či zevního utlačení jícnu) je pokles transportní křivky podstatně pomalejší nebo nerovnoměrný.

Na základě analýzy úseků křivek při kvantifikaci pasáže jícнем a poločasu evakuace žaludku se nasumují příslušné snímky a vzniknou tak obrazy jednotlivých fází průchodu radioindikátoru jícнем (horní, střední a dolní částí) a žaludkem, přičemž se nabídne ke kontrole a editaci text vizuálního hodnocení těchto obrazů. Byly-li nashromážděny a předvoleny i statické obrazy pozdních fází, zobrazí se též pro vizuální posouzení.

6.18.3 Indikace vyšetření

- poruchy dynamiky a průchodnosti jícnu
- stav po radioterapii
- stav po operaci žaludku, po hemigastrektomii
funkční nebo organická hypotonie nebo atonie žaludku [15]

7 Vývoj scintilačních kamer do budoucna

Prakticky jediným druhem scintilačních kamer používaných dosud v nukleární medicíně jsou kamery Angerova typu a PET kamery. Přes úspěšnost používání těchto kamer v nukleární medicíně byly od samého počátku známy také dvě základní nevýhody tohoto řešení. První spočívá v nutnosti použití olověného kolimátoru, kterým projde pouze záření γ v přesně kolmém směru, ale naprostá většina dopadajících fotonů se zachytí v přepážkách mezi otvory \rightarrow nízká detekční účinnost (citlivost) kamery. Druhou nevýhodou je omezení přesnosti, s jakou je systém fotonásobičů a elektronických obvodů schopen lokalizovat polohu scintilačního záblesku ve velkoplošném scintilačním krystalu \rightarrow nedokonalá prostorová rozlišovací schopnost.

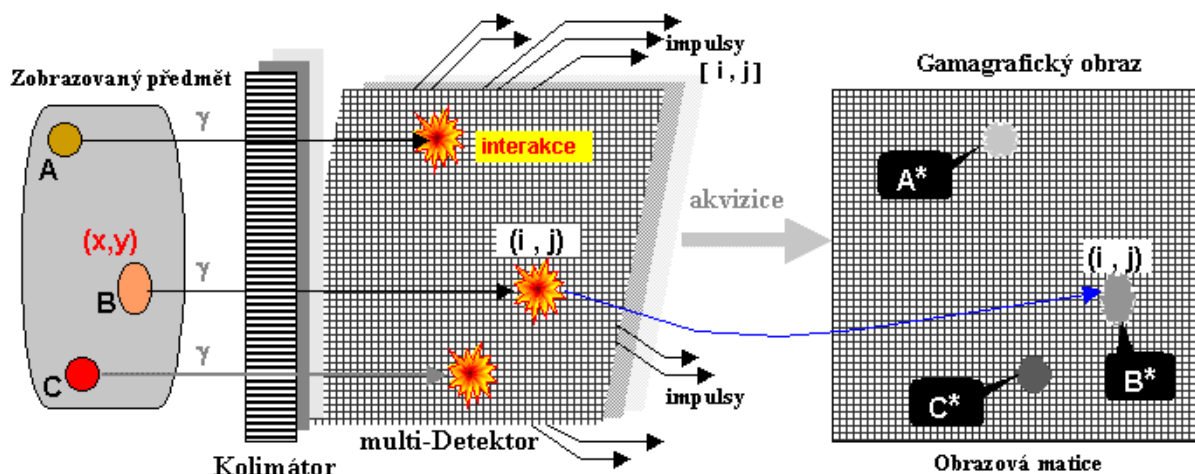
Proto již od 70. let 20. století byly navrhovány a experimentálně zkoušeny alternativní fyzikálně-technická řešení scintilačních kamer, odstraňující první nebo druhou nevýhodu, popř. obě současně nebo aspoň částečně. A to např. multidetektorové kamery nebo Comptonovy kamery. Zatím ale nepřesáhly rámec laboratorních pokusů.

Multidetektorové kamery

Jedním ze základních faktorů omezujících vnitřní rozlišení Angerovy scintilační kamery je neurčitost, s jakou je systém fotonásobičů a následných elektronických obvodů schopen lokalizovat polohu scintilačního záblesku ve velkoplošném scintilačním krystalu. Vnitřní rozlišení Angerovy kamery se proto v praxi nedaří snížit pod cca 3mm.

Koncepce multidetektorové kamery spočívá v tom, že místo jednoho velkoplošného detektoru opatřeného množstvím fotonásobičů se použije mnoha samostatných miniaturních detektorů - pixelových polovodičových detektorů, umístěných v matici těsně vedle sebe. Signál z každého tohoto detektoru se zpracovává nezávisle, přičemž polohové souřadnice jsou určeny prostě polohou daného detektoru v obrazové matici a vedou se přímo do obrazové matice v počítači - viz následující obrázek.

Pokud je použita dostatečně hustá mřížka pixelových detektorů, můžeme dosáhnout prostorového rozlišení i pod 1mm, v závislosti na použitém kolimátoru. Tento typ kamer se zatím daří vyrábět jen s malým zorným polem do cca 5x5cm, používá se ojediněle pro scintigrafii malých objektů (drobných laboratorních zvířat).

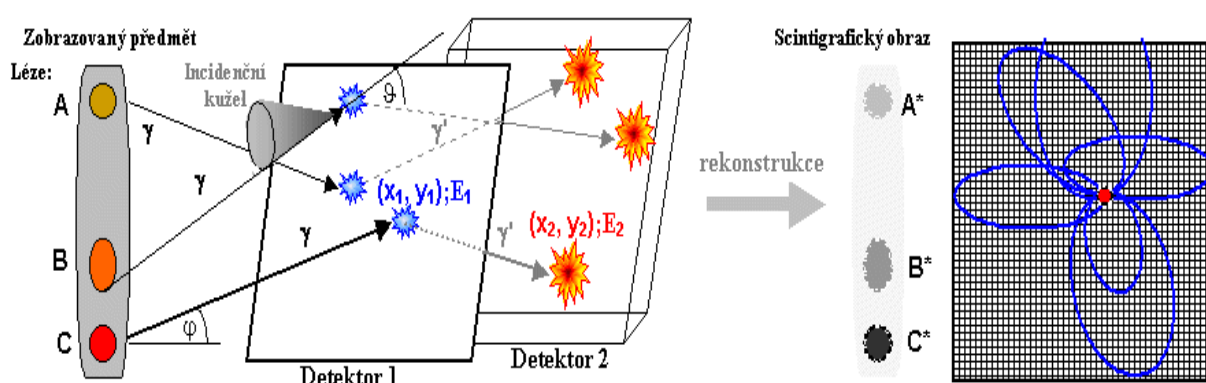


Obr. 7- 1 Princip multidetektorové kamery [18]

Comptonovy kamery

Comptonův rozptyl záření γ ve tkáni patří mezi nepříznivé jevy zhoršující kvalitu scintigrafických obrazů. Při vhodné mechanické konfiguraci a elektronickém propojení dvou nebo více detektorů však Comptonova rozptylu záření γ v samotném detekčním systému může být využito pro "elektronickou kolimaci" a zobrazení pole záření γ bez použití mechanických kolimátorů. Elektronická kolimace využívá energeticky – úhlové rekonstrukce dráhy primárních (γ) a Comptonovsky rozptýlených (γ') fotonů záření γ .

Ve srovnání s mechanickými kolimátory může elektronická kolimace vést k podstatnému zlepšení detekční účinnosti (citlivosti), neboť se využívají fotony γ z podstatně většího prostorového úhlu. [18]



Obr. 7- 2 Schématické znázornění funkce Comptonovy kamery

8 Závěr

Cílem mé bakalářské práce bylo přiblížit obor nukleární medicíny, a to hlavně v oblasti přístrojové techniky, popsat použití radionuklidových metod. Současně také vyhledat trendy scintilačních kamer do budoucnosti.

Nukleární medicína není pouze oborem medicínským, ale také i oborem fyzikálním. Využívá totiž vlastností radioaktivity, jaderných reakcí, radionuklidů a ionizujícího záření.

Pro jednotlivá vyšetření se využívají různé metody a přístroje pro detekci záření. Tyto se dělí na přístroje pro měření in vitro a přístroje pro měření in vivo. Hlavními přístroji pro měření in vivo jsou scintigrafická vyšetření, při kterých se používá scintilační kamera, což je nejdůležitější část přístroje v nukleární medicíně.

Tak jako v kterémkoli jiném lékařském či nelékařském oboru se i v medicíně objevuje pojem zabezpečení systému jakosti. V nukleární medicíně má za úkol zajistit správnou funkci přístrojů a potřebnou kvalitu radiofarmak, což je podmínkou přesných a spolehlivých výsledků měření a vyšetření při co nejnižší radiační zátěži pacientů i pracovníků.

Část uvedených praktických příkladů radionuklidových metod je prováděno na klinickém pracovišti nukleární medicíny Fakultní nemocnice v Ostravě. Tyto metody byly uvedeny do provozu v rámci scintigrafických vyšetření.

Kamery Angerova typu a PET kamery jsou zatím jediným druhem kamer, které jsou v současné době v nukleární medicíně používány. Mají pouze dvě nevýhody a to nízkou detekční účinnost kamery a nedokonalou prostorovou rozlišovací schopnost. Proto již od 70. let 20. století jsou zkoušeny nové typy scintilačních kamer, které by zmíněné nevýhody mohly odstranit (aspoň částečně). Jsou jimi multidetektorové kamery nebo Comptonovy kamery. Zatím jsou ale stále ve fázi laboratorních pokusů.

V příloze jsou také uvedeny příklady gamakamer firem zabývajících se jejich výrobou (Siemens, Mediso, Philips a GE). Bohužel jsem nemohla porovnat jejich technické specifikace, protože se mi nepodařilo tyto informace od všech výrobců získat (tyto materiály mi poskytla pouze firma Siemens).

Měla jsem možnost vidět pouze některé přístroje, které využívá Klinika nukleární medicíny Fakultní nemocnice v Ostravě a to z toho důvodu, protože provoz zmíněného klinického pracoviště byl omezen rekonstrukcí.

Tato práce může sloužit jako studijní materiál pro Fakultu zdravotnických studií Ostravské univerzity v Ostravě a také jako studijní materiál pro Vysokou školu báňskou-Technickou univerzitu Ostrava.

Seznam použité literatury

- [1] Mysliveček, M.; Hušák, V.; Koranda, P. *Nukleární medicína*. 1.vydání; Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 1995. ISBN 80-7067-511-X.
- [2] Mysliveček, M.; Kamínek, M.; Koranda, P.; Hušák, V. *Nukleární medicína - 1.díl*, 1.vydání; Univerzita Palackého v Olomouci: Olomouc, 2007. ISBN 978-80-244-1723-3.
- [3] Dienstbier, Z. a kol. *Diagnostika metodami nukleární medicíny*, 1.vydání; Avicenum: Praha, 1989.
- [4] Navrátil, L.; Rosina, J. a kol. *Medicínská biofyzika*, 1.vydání; Grada: Praha, 2005. ISBN 80-247-1152-4.
- [5] Penhaker, M. *Lékařské terapeutické přístroje*, 1.vydání; VŠB - Technická univerzita Ostrava: Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1558-9.
- [6] *Ottova všeobecná encyklopedie ve dvou svazcích*, 1.vydání; Ottovo nakladatelství s.r.o: Praha, 2003; str. 633. ISBN 80-7181-947-X.
- [7] Ullmann, V.; Slanina, A. *Komplexní vyhodnocování radionuklidové angiokardiografie* [online], 2001 [cit. 2010-03-02]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Rkg.htm>>.
- [8] Ullmann, V.; Slanina, A. *Komplexní vyhodnocování radionuklidové uroflowmetrie* [online], 2001 [cit. 2010-03-04]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/UFM.htm>>.
- [9] Ullmann, V.; Slanina, A. *Vyhodnocování kvantitativní scintigrafie štítné žlázy* [online], 2001 [cit. 2010-03-12]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Thyr.htm>>.
- [10] Ullmann, V.; Slanina, A. *Komplexní vyhodnocování dynamické studie jater a žlučových cest (cholescintigrafie)* [online], 2001 [cit. 2010-03-12]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Hepdyn.htm>>.
- [11] Ullmann, V.; Slanina, A. *Vyhodnocování radionuklidové splenoportografie* [online], 2001 [cit. 2010-03-25]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Spldyn.htm>>.
- [12] Ullmann, V.; Slanina, A. *Vyhodnocování multi-statické scintigrafie plic* [online], 2001 [cit. 2010-04-02]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Pulmstat.htm>>.
- [13] Ullmann, V.; Slanina, A. *Dynamická scintigrafie plicní ventilace* [online], 2001 [cit. 2010-04-02]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/PulmDyn.htm>>.
- [14] Ullmann, V.; Slanina, A. *Vyhodnocování radionuklidové scintimamografie* [online], 2001 [cit. 2010-04-02]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Mamogr.htm>>.
- [15] Ullmann, V.; Slanina, A. *Komplexní vyhodnocování dynamické scintigrafie jícnu a žaludku* [online], 2001 [cit. 2010-04-02]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Oesogast.htm>>.
- [16] Ullmann, V.; Slanina, A. *Vyhodnocování statické scintigrafie skeletu* [online], 2001 [cit. 2010-04-02]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Osteostat.htm>>.
- [17] Ullmann, V.; Slanina, A. *Vyhodnocování dynamické 3-fázové scintigrafie skeletu* [online], 2001 [cit. 2010-04-02]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Osteodyn.htm>>.
- [18] Ullmann, V. *Radioisotopová scintigrafie* [online], 2001 [cit. 2010-04-20]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#NewCam>>.
- [19] Ullmann, V.; Slanina, A. *Radionuklidová ventrikulografie* [online], 2001 [cit. 2010-04-20]. Dostupné z WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/Ventr.htm>>.

- [20] Ullmann, V.; Slanina, A. *Komplexní vyhodnocování dynamické scintigrafie ledvin* [online], 2001 [cit. 2010-04-20]. Dostupné z WWW: <http://astronuklfyzika.cz/Rendyn.htm>.
- [21] Ullmann, V.; Murcek, J.; Kubinyi, J. Program zabezpečování jakosti pro diagnostickou a terapeutickou činnost. In *Kontrola kvality.doc*. Ostrava: Fakultní nemocnice Ostrava. Klinika nukleární medicíny. 2007. s. 2.
- [22] Ullmann, V.; Murcek, J.; Kubinyi, J. Program zabezpečování jakosti. In *2007 Kontrola kvality KNM.doc*. Ostrava: Fakultní nemocnice Ostrava. Klinika nukleární medicíny. 2007. s. 5-8, 22-24.
- [23] *Symbia E and S – System specifications* [online]. USA: Siemens Medical Solutions USA, 2007 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: http://www.medical.siemens.com/siemens/en_US/gg_nm_FBAs/files/brochures/2007/Symbia_ES_spec_sheet.pdf.
- [24] *Symbia E Series SPECT Imager* [online], 2007-10-19 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: http://medgadget.com/archives/2007/10/symbia_e_series_spect_imager.html.
- [25] *Spirit DH-V* [online], 2005-02-28 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: <http://www.mediso.com/products/universal-line/spirit-dh-v/overview.html>.
- [26] *Nucline Spirit DH-V Technical Specifications* [online], 2005-02-14 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: <http://www.mediso.com/products/universal-line/spirit-dh-v/technical-specifications.html>.
- [27] *GEMINI TF Big Bore PET/CT* [online], 2004 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: <http://www.healthcare.philips.com/main/products/nuclearmedicine/products/geminitfbigbore/index.wpd>.
- [28] *Discovery™ NM/CT 670* [online], 2009 [cit. 2010-04-21]. Dostupné z WWW: http://www.gehealthcare.com/euen/molecular-imaging/products/nuclear-medicine/godiscover/discovery_nmct670_workflow.html.

Seznam příloh

Příloha I Příklady gamakamer

Příloha II Seznam zkratek některých radiofarmak

Příloha I Příklady gamakamer

Siemens



Obr.1 Symbia E series SPECT Imager [24]

Specifikace detektoru	
<i>rozměry detektoru</i>	
zorné pole (FOW)	53,3x38,7 cm
diagonální FOW	65,9 cm
<i>krystal</i>	
rozměry	59,1x44,5 cm
diagonála	73,9 cm
tloušťka	9,5 mm nebo 15,9 mm
<i>fotonásobiče</i>	
celkový počet	59
průměr	53 - 7,6 cm a 6 - 5,1 cm
<i>detektor stínění</i>	
zadní strana	9,5 mm
strany	12,7 mm
min. a max. ve směru pacienta	27,9 - 36,4 mm

Portálové specifikace	
<i>portálové rozměry</i>	
výška	193 cm
šířka	167,6 cm
hloubka	159,4 cm
osa otáčení	99,0 cm
váha s High-Energy kolimátory	1755 kg
pacientský polohovací monitor	38,1 cm flat panel s barevným LCD display
otvor tunelu	71 x 86 cm
<i>SPECT návrhy (pohyby)</i>	
Max. radiální&laterální rychlost	120 cm/min
Max. laterální pozice levá/pravá	5,1 cm/22,9cm
Max. CW/CCW rotace na detektoru 1	440°/30°
rozsah rotujícího prstence	470°
rotační přesnost	0,1°
střed otáčení	≤ 0,25 pixel (matice 64x64)
maximální naklonění	+90°/ -20°
<i>specifikace lůžka</i>	
šířka	88,9 cm
délka	251,5 cm
váha	253 kg
výška	109,2 cm
vertikální rozsah pohybu	48,3 - 110,5 cm
vertikální rychlost	120 cm/min.
materiál palety	hliník
tloušťka palety	2,54 mm
šířka palety	35,6 cm
max. váha pacienta	180 kg
horizontální přesnost	0,4 mm
min.-max. horizontální rychlost	0,1 - 240 cm/min

Tab.1 Technické specifikace [23]

Mediso



Obr.2 Spirit DH-V [25]

Funkční vlastnosti			
Typ			DH / DH-V
UFOV (užitečné zorné pole)			530 x 390 mm
vnitřní energie rozlišení	UFOV	FWHM	9,70%
vnitřní prostorové rozlišení	UCOF	FWHM	3,6 mm
		FWTM	7,2 mm
	UFOV	FWHM	3,7 mm
		FWTM	7,4 mm
vnitřní prostorová linearita	UCOF	diferenciální	0,18 mm
		integrální	0,38 mm
	UFOV	diferenciální	0,2 mm
		integrální	0,4 mm
systém prostorového rozlišení s LEAP/LEHR kolimátorem		FWHM	8,9 / 7,3 mm
		FWTM	16,9 / 13,9 mm
centrum rotace			0,2 pixel (matice 64x64)
max.rozměr matice			1024x1024 pixel
minimální rozměr místnosti			5x4m ²

Tab.2 Technické specifikace [26]

Philips



Obr.3 GEMINI TF Big Bore PET/CT [27]

GE



Obr.4 Discovery™ NM/CT 670 [28]

Příloha II Seznam zkratk některých radiofarmak

ACE inhibitor	angiotenzin konvertujícího enzymu
¹¹¹ In-DTPA	pentetan inditý
^{99m} Tc-DMSA	kyselina dimerkaptojantarová
^{99m} Tc – DTPA	kyselina diethyltriaminopentaoctová
^{99m} Tc-ECD	ethyl-cysteinát-dimer (bicisát)
^{99m} Tc-EHIDA	kyselina trimetylfenylcarbamoylemethylaminodioctová
^{99m} Tc-HIDA	kyselina hydroxy-iminodioctová
^{99m} Tc-HMPAO	hexametyl paraamino oxim
^{99m} Tc-MAA	makroagregáty
^{99m} Tc - MAG3	merkaptacetyltriglycin značený metastabilním techneciem
^{99m} Tc-MDP	metylendifosfonát
^{99m} Tc-MIBI	lipofilní kation, sestamibi